

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМ. ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО”
Факультет електроніки
Кафедра електронної інженерії

До захисту допущено
Завідувач кафедри
В. І. Тимофєєв
“ ” 20 р.

Дипломна робота

освітнього рівня «бакалавр»
за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка

на тему «Удосконалення методики суміщення 3D мультимодальних медичних зображень»

Виконав(ла) студент 4 курсу, групи ДМ-61

Громадська Любов Миколаївна
(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Керівник Доц. каф. ЕІ, Доц., к.т.н., с.н.с. Ніколов М. О.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Рецензент Інженер-програміст ТОВ «Компанія «ЮТАС» к.т.н. Кірчук П.І.
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.

Студент

(підпис)

Київ - 2020 року

**Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”**

Факультет електроніки
Кафедра електронної інженерії
Освітній рівень «бакалавр»
за спеціальністю 153 мікро- та наносистемна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

В. І. Тимофєєв

“ ” 20 р.

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ
Громадській Любові Миколаївні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: «Удосконалення методики суміщення 3D мультимодальних медичних зображень»

керівник роботи Доцент, кандидат. техн. наук Ніколов М. О.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ 25 ” травня 2020 року № 1196-с

2. Строк подання студентом роботи 12.06.2020

3. Вихідні дані до роботи - мультимодальні (КТ та МРТ) зображення пацієнтів.

4. Зміст дипломної роботи (перелік питань, які потрібно розробити): провести огляд літературних джерел, розробити методику компресії 3D зображень; провести дослідження, щодо якості суміщення мультимодальних зображень.

5. Перелік графічного (ілюстративного) матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслень, плакатів, презентацій тощо)

Презентація MS PowerPoint

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 01.02.2020

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Аналіз літератури	20 квітня 2020	
2	Розробка алгоритму для оптимізації часу суміщення медичних зображень	27 квітня 2020	
3	Написання програмного коду в системі Matlab	4 травня 2020	
4	Проведення експериментальних досліджень	17 травня 2020	
5	Оформлення пояснювальної записки	31 травня 2020	

Студент



(підпис)

Громадська Л.М.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи



(підпис)

Ніколов М. О.

(прізвище та ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 67 с., 4 ч., 3 табл., 36 рис., 0 дод., 18 джерел.

СУМІЩЕННЯ МУЛЬТИМОДАЛЬНИХ 3D ЗОБРАЖЕНЬ, АФІННІ
ПЕРЕТВОРЕННЯ, КОМПРЕСІЯ, ЖОРСТКА РЕЄСТРАЦІЯ

Об'єкт розгляду - обробка зображень в медицині.

Предмет роботи - оптимізація методики суміщення 3D мультимодальних медичних зображень. Мета роботи полягає у дослідженні впливу зменшення зображення на якість суміщеного вихідного зображення, реалізації алгоритму, за допомогою якого буде знайдена оптимальна міра компресії та використання цієї інформації задля зменшення часу реєстрації. Радіологічні зображення широко використовуються у лікуванні та дослідженнях, тому існує потреба у точному співставленні інформації з різних зображень для діагностики, лікування та досліджень. В цій роботі було проведено суміщення магнітно-резонансної томографії та комп'ютерної томографії.

У першому розділі наведені основні теоретичні питання, які лежать у основі всієї подальшої роботи. Другий розділ включає опис ідеї та алгоритм знаходження оптимальної компресії медичних зображень. У третьому розділі методика оптимальної компресії використовується у суміщенні у вигляді частини алгоритму, четвертий розділ містить експериментальне дослідження залежності реєстрації зображень від певних параметрів Matlab.

ABSTRACT

Explanatory note: 67 p., 4 p., 3 tables, 36 figures, 0 app., 18 references.

REGISTER MULTIMODAL 3D IMAGES, AFFINE TRANSFORMATION, COMPRESSION, RIGID REGISTRATION

The subject is digital image processing in medicine. The subject of the work is the optimization of the methodology 3D multimodal medical images registration. The aim of the work is to study the effect of image compression on the quality of the registered image, the implementation of the algorithm that will find the optimal measure of compression and the use of this information to reduce the registration time. Radiological images are widely used in diagnosis, treatment and research, so there is a need to accurately compare information from different images. In this work, compression and registration of magnetic resonance imaging and computed tomography were performed [1].

The first section presents the main theoretical issues that underlie all further work, such as:

1. methods of medical image visualization;
2. methods of medical image registration.

Methods of medical image registration can be divided into two main categories: based on matching (manual registration, surface-based, landmark-based registration) or transformation (rigid and affine registration, viscous fluid model, linear elastic model). Rigid and affine registration methods were used in testing the algorithms [2].

The second section includes a description of the idea and an algorithm for finding the optimal compression of medical images. Entropy and several analytical tools, such as standard deviation and correlation coefficient, were used for this purpose. It was decided to use the minimum and intersection points between the transformed and the initial entropy as the compression boundary, which ultimately yielded good results.

In the third section, the optimal compression method is used during rigid registration of generated in Matlab images as part of the algorithm at the same level as

registration without compression. So it became possible to compare the results of both and draw conclusions. Tools in Matlab for registration medical images formed the basis of the algorithm.

The fourth section contains an experimental research of finding the dependence of rigid and affine image registration on parameter of Matlab - InitialRadius. This parameter defines the initial step size used in the parameter space to refine the geometric transformation [16].

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ.....	9
ВСТУП.....	10
1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД.....	12
1.1 Медичні методи візуалізації.....	12
1.1.1 Комп'ютерна томографія	12
1.1.2 Магнітно-резонансна томографія (МРТ)	13
1.1.3 Функціональна магнітно-резонансна томографія (ФМРТ).....	15
1.1.4 Позитрон-емісійна томографія (РЕТ) і Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (SPECT)	16
1.2 Афінні перетворення.....	16
1.3 Реєстрація медичних зображень	21
1.3.1 Порядок процесу синтезу зображення	22
1.4 Методи реєстрації.....	23
1.4.1 Ручна реєстрація	23
1.4.2 Реєстрація за допомогою маркерів	24
1.4.3 Поверхнева реєстрація	26
2 РОЗРАХУНОК МЕТОДИКИ ОПТИМІЗАЦІЇ КОМПРЕСІЇ 3D ЗОБРАЖЕНЬ....	34
2.1 Принцип алгоритму компресії 3D медичних зображень	34
2.2 Реалізація оптимізованого алгоритму методики компресії.....	37
2.3 Аналіз результатів роботи алгоритму	40
2.4 Результати аналізу.....	43
2.5 Висновки до 2 розділу	44
3 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИКИ СУМІЩЕННЯ 3D ЗОБРАЖЕНЬ	45
3.1 Основні положення принципу удосконалення	45
3.2 Алгоритм суміщення медичних 3D зображень.....	46

3.3 Результати роботи алгоритму	48
3.4 Висновки до 3 розділу	55
4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СУМІЩЕННЯ 3D МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ	56
4.1 Дослідження залежності результатів жорсткої реєстрації від InitialRadius	56
4.2 Дослідження залежності результатів афінної реєстрації від InitialRadius	61
4.3 Висновки до 4 розділу	64
ВИСНОВКИ.....	65
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	66

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

КТ – комп'ютерна томографія

МРТ – магнітно-резонансна томографія

ПЕТ – позитрон-емісійна томографія

СКВ – середньоквадратичне відхилення

ФМРТ – функціональна магнітно-резонансна томографія

ВСТУП

Розвиток комп'ютерних технологій розширює можливості для дослідження, діагностики та прогнозування захворювань пацієнтів завдяки різним способам візуалізації. На початку 70-х клінічно почали використовувати комп'ютерну томографію (КТ), слідом в хірургії та радіотерапії почали використовувати магнітно-резонансну томографію (МРТ), позитрон-емісійну томографію (ПЕТ), функціональну магнітно-резонансну томографію, їх також називають як зображення певної модальності. За допомогою цих методів діагностики лікарі мають можливість отримати точну і додаткову інформації про стан пацієнта і визначити хворобу на ранній стадії [2].

Клінічне та хірургічне обстеження пацієнта складається з проведення серії медичних зображень КТ, МРТ, ПЕТ та ін. Кожне зображення несе у собі певну інформацію, якої немає у інших модальностях. Тому лікар повинен вирішувати як порівнювати і аналізувати ці зображення. Найкращим рішенням є поєднання зображень, в результаті якого вся необхідна інформація збереться в одному зображенні. Для аналізу ці зображення повинні бути вирівнені і суміщені в одному і тому ж просторі перед візуалізацією [2]. Для задоволення цих потреб було розроблено різні методи реєстрації.

Реєстрація зображень широко використовується у медичній практиці. У променевій терапії, виявленні раку, функціональному МРТ аналізі, в хірургії для підготовки операцій і т.д.

В променевій терапії використовується іонізуюче випромінювання (рентгенівські промені, гамма-промені), яке отримується за допомогою лінійного прискорювача, щоб знищити або зупинити ріст пухлини. Доза радіації подається в аномальні тканини для зупинки поділу ракових клітин. При точному моделюванні і плануванні терапії, пошкодження здорових тканин буде мінімізовано. Тому, перед терапією пацієнту роблять знімки КТ і МРТ, КТ допомагає розрахувати дозу

випромінювання і знаходження оптимального шляху, МРТ в свою чергу підходить для визначення місцезнаходження пухлини.

Суміщення зображень важливе для раннього виявлення ракових захворювань. Радіологам необхідно визначити точне анатомічне місцеположення раку і спостерігати за ним. Через низький контраст між пухлиною і навколишніми тканинами, отримана з КТ і МРТ анатомічна інформація не є достатньою. Завдяки технологіям SPECT і PET можна отримати зображення з високим контрастом, проте вони не мають достатньо анатомічних деталей для локалізації пухлини або іншого пошкодження. Суміщення цих технологій дозволяє поєднати переваги и створити на їх основі зображення більш придатне для аналізу.

Також реєстрацію зображень використовують в хірургії для планування операцій і операційної навігації. Планування операцій включає в себе отримання інформації з КТ і МРТ для визначення ураження або пухлини, створення тривимірної моделі і побудови плану операції. Операційна навігація – це процес, при якому кожен рух інструментів відстежуються відеокамерою і накладаються на зображення, що допомагає хірургу відстежувати операцію на відповідній тривимірній моделі. Протягом операції реєстрація зображень вбудована в навігаційну систему. Ця комп'ютерна техніка дозволяє зробити імітацію справжньої операції і допомагає хірургам підготуватися до оперативного втручання [2].

Мета роботи – оптимізація методики суміщення мультимодальних медичних зображень щодо машинного часу за рахунок зменшення об'єму вихідних даних.

Для досягнення мети вирішувались наступні задачі:

- виділити кількісний критерій оптимальної компресії 3D медичних зображень;
- реалізація програмного коду алгоритму компресії медичних зображень в середовищі Matlab;
- оцінити ефективність реєстрації/суміщення медичних зображень при застосуванні розробленої методики компресії даних.

1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД

1.1 Медичні методи візуалізації

Як правило, методи медичної візуалізації діляться на дві основні категорії:

- 1) анатомічна візуалізація з високою роздільною здатністю, наприклад КТ і МРТ, для описання первинної морфології;
- 2) функціональна візуалізація з низькою роздільною здатністю, наприклад ПЕТ, СПЕКТ або ФМРТ, для вивчення функціональності анатомічних структур.

Використання зображень із різних методів надає додаткову інформацію для планування хірургічного втручання та керування променевої терапії [2].

1.1.1 Комп'ютерна томографія

Перший прототип КТ був розроблений у 1979 році Годфрі Хаунсфілдом [3], за що у тому ж році він отримав нобелівську премію. Пристрій КТ складається з рентгенівської трубки, яка обертається навколо пацієнта. Рентгенівські промені випускаються трубкою під час обертання, лінійні детектори, встановлені навпроти рентгенівської трубки, приймають промені після затухання. Так як властивості затухання, що по суті є зменшенням інтенсивності рентгенівського променя при проходженні крізь речовину [4], рентгенівських променів в різних тканинах відрізняються, кінцевий результат буде залежати від властивостей опроміненої тканини. Детектори збирають профілі рентгенівських променів з різною силою і генерують проекційні данні. Завдяки певним методам зріз зображення перерізу реконструюється із зібраних даних [2].

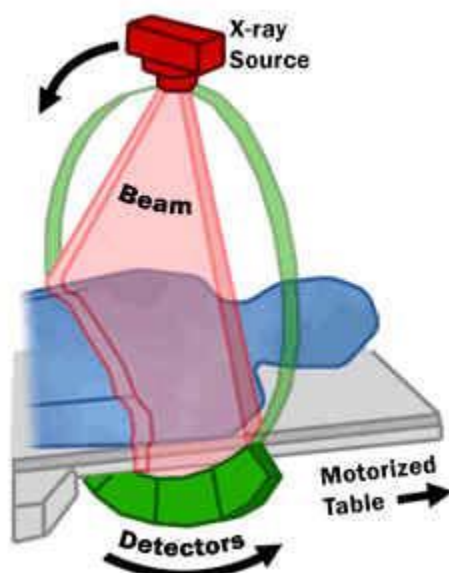
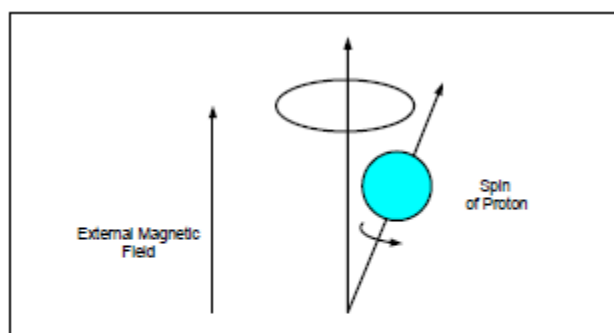


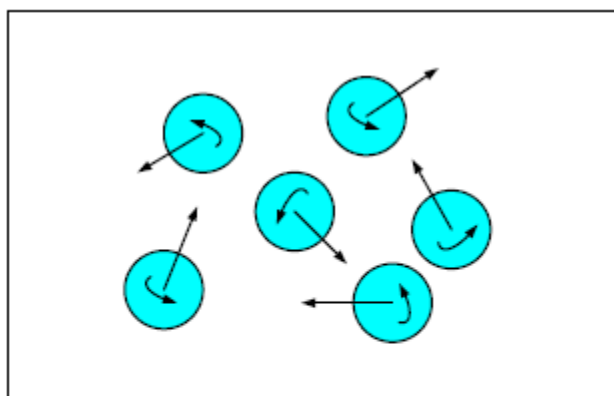
Рисунок 1.1 – Ілюстрація принципу роботи КТ [5]

1.1.2 Магнітно-резонансна томографія (МРТ)

МРТ - це технологія візуалізації, в якій не використовується іонізуюче опромінення. Згідно квантовій механіці про будову атома, ядро водню обертається навколо осі і створює магнітний момент. Біологічна тканина складається з багаточисельних ядер водню у формі води або з'єднань вуглецю і водню. Ядра водню мають сильний магнітний момент, що дає можливим проведення аналізу реакції протонів в біологічній тканині під дією зовнішнього магнітного поля. При відсутності магнітного поля, напрямок магнітного моменту для протонів випадковий, як показано на рис. 1.2, якщо ж прикласти магнітне поле, магнітний момент ядра буде співпадати з зовнішнім магнітним полем [2].



(a)



(b)

Рисунок 1.2 – Магнітний момент під дією магнітного поля – (a); хаотичний рух протону без дії магнітного поля – (b) [2]

У магнітно-резонансній томографії використовуються радіочастотні імпульси, що генеруються радіочастотною котушкою у якості зовнішнього поля. Вони впливають на ядра водню біологічної тканини пацієнта, виводячи їх з рівноваги. Через поперечну і поздовжню релаксації, протони повертаються у стан рівноваги через деякий час, який залежить від магнітних властивостей тканини. Протягом цього періоду часу енергія протонів буде розсіюватися як радіохвиля. Ці електромагнітні хвилі розпізнаються іншою котушкою - приймачем, яка знаходиться навколо пацієнта [2].

Вибір зрізу робиться за рахунок зміни градієнту магнітного поля в залежності від положення. В МРТ використовуються частотне і фазове кодування для визначення положення кожного сигналу в пацієнті [2].

1.1.3 Функціональна магнітно-резонансна томографія (ФМРТ)

Функціональну МРТ використовують для вивчення реакції різних частин мозку на різні типи фізичних або хімічних стимуляцій, такі як: звук, візуальний вигляд, страх. В ході цих експериментів отримують часові ряди. Експеримент складається з двох частин: контрольний період, протягом якого суб'єкт виконує звичайні функції або завдання, і період стимуляції, який передбачає застосування одного або декількох контрольованих стимулів або конкретних задач [2].

Вважається, що коли частина мозку активується при виконанні людиною певної задачі (Рис.1.3), це потребує більшої енергії і кисню, кровотік збільшується у даній області. МРТ чуттєва до цих змін, і тому, інтенсивність в цій області змінюється. Пікселі із значними змінами або відповідні зміни інтенсивності зображення вказують на їх зв'язок із поставленою задачею. За допомогою статистичного аналізу визначається площа активованих пікселей. Карта активації мозку може або накладатися на разом зареєстроване анатомічне зображення, або проявлятися за декілька часових кроків и візуалізуватися на тривимірній поверхні мозку. Такий підхід до досліджень відкриває великі можливості у вивченні функцій та хвороб мозку[2].

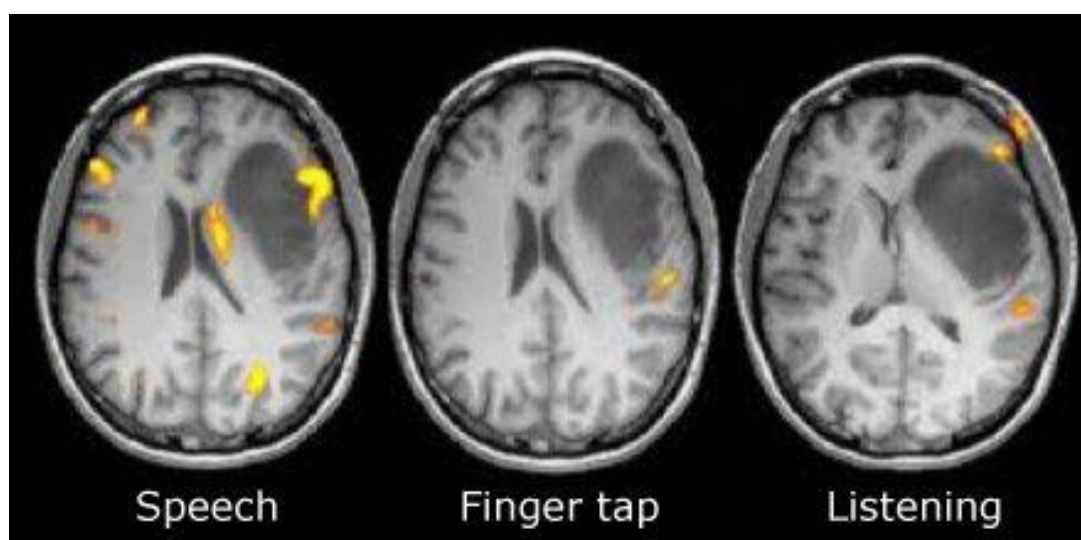


Рисунок 1.3 – Приклад аналізу функціонального МРТ мозку[6]

1.1.4 Позитрон-емісійна томографія (PET) і Однофотонна емісійна комп'ютерна томографія (SPECT)

ПЭТ и СПЕКТ зображення генеруються завдяки розподіленню радіоактивних ізотопів в організмі пацієнта. Коли радіомаровані (англ. radio-labeled compounds) сполуки вводяться в деякій кількості, їх викиди можуть бути виявлені подібно до рентгенівських променів при КТ-томографії. Отримане зображення являє собою розподіл міченої сполуки, який може відображати кровотік, кисень або інший обмін речовин [2].

1.2 Афінні перетворення

Афінними перетвореннями називаються такі геометричні перетворення, які зберігають колінеарність, а саме, зберігається паралельність та пропорційність прямих і векторів. Афінні перетворення включають лінійні перетворення та переміщення (англ “translation”). Лінійним перетворенням, $T: U \rightarrow V$, є функція, яка несе елементи векторного простору U до іншого векторного простору V , яка задовольняє наступні умови:

1. $T(u_1 + u_2) = T(u_1) + T(u_2)$ для усіх $u_1, u_2 \in U$
2. $T(\alpha u) = \alpha T(u)$ для усіх $u \in U$ та усіх $\alpha \in \mathbb{C}$

T – лінійна трансформація, $T(u)$ – вивід функції, вектор u у просторі V . Додавання у першій умові зліва – це операція векторного додавання у просторі U , справа – векторне додавання у просторі V [7].

Афінні перетворення у двовимірному просторі. Розглянемо точку $x = (x, y)$. Афінні перетворення x - це всі перетворення, які можна записати у вигляді:

$$x' = \begin{bmatrix} ax + by + c \\ dx + ey + f \end{bmatrix}, \quad (1.1)$$

де $a-f$ – скаляри.

Існують чотири основні афінні перетворення: переміщення, змінення масштабу, повертання та зміщення. Нижче наведені приклади реалізації даних перетворень.

Нехай маємо $a, e = 1$, та $b, d = 0$, тоді відбувається переміщення:

$$x' = \begin{bmatrix} x + c \\ y + f \end{bmatrix}. \quad (1.2)$$

Якщо $b, d = 0$ та $c, f = 0$ тоді маємо змінення масштабу:

$$x' = \begin{bmatrix} ax \\ ey \end{bmatrix}. \quad (1.3)$$

Якщо $a, e = \cos \theta$, $b = \sin \theta$ та $c, f = 0$ тоді повертаємо точку на якийсь кут:

$$x' = \begin{bmatrix} x \cos \theta - y \sin \theta \\ x \sin \theta + y \cos \theta \end{bmatrix}. \quad (1.4)$$

І нарешті, якщо $a, e = 1$, та $c, f = 0$ відбувається зміщення:

$$x' = \begin{bmatrix} x + by \\ y + dx \end{bmatrix}. \quad (1.5)$$

Афінні перетворення є лінійними і можуть бути представлені матричним множенням точки, записаної у вигляді вектора:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ax + by \\ dx + ey \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a + b \\ d + c \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix}. \quad (1.6)$$

Або $x' = Mx$, де M – матриця.

Дуже корисна особливість матричного подання полягає в тому, що його можна використовувати для розподілу складного перетворення на набір більш простих перетворень.

Матричне подання афінних перетворень записується у 3D гомогенній формі. Мається на увазі, що додається 3 координата. Вигляд точки $x = (x, y)$ буде таким:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (1.7)$$

Ця третя координата називається w -координатою, щоб відрізнити її від z – координати. Координата w грає роль поверхні, на якій розміщені координати точки. 2D матриці в такому разі будуть мати вигляд:

Змінення масштабу:

$$\begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1.8)$$

Повертання:

$$\begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1.8)$$

Зміщення:

$$\begin{bmatrix} 1 & h_x & 0 \\ h_y & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1.9)$$

Якщо помножити 3D гомогенну матрицю на 3D гомогенний вектор, рівняння буде мати такий вигляд:

$$\begin{bmatrix} a & b & 0 \\ d & e & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ax + by \\ dx + ey \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (1.10)$$

Використовуючи гомогенні координати реалізувати переміщення як лінійну операцію:

$$\begin{bmatrix} a & b & c \\ d & e & f \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ax + by + c \\ dx + ey + f \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (1.11)$$

Тоді в загальному випадку переміщення буде мати вигляд:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & \Delta x \\ 0 & 1 & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (1.12)$$

де Δx та Δy – переміщення у напрямку x та y відповідно.

Для тривимірного простору ситуація аналогічна за виключенням додаткової координати. Матриця афінних перетворень буде мати розмірність 4×4 , четвертою координатою буде виступати W -координата. Точка з координатами (x, y, z) у матричному вигляді буде такою:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (1.13)$$

Перетворення для 3D матимуть наступний вигляд:

$$\begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & \Delta x \\ 0 & 1 & 0 & \Delta y \\ 0 & 0 & 1 & \Delta z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & h_{xy} & h_{xz} & 0 \\ h_{yx} & 1 & h_{yz} & 0 \\ h_{zx} & h_{zy} & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1.14)$$

Матриці для поворотів у тривимірному просторі записуються окремо для кожної осі системи координат окремо. Кути повороту θ_x, θ_y и θ_z навколо трьох осей називаються кутами Ейлера. Порядок поворотів впливає на кінцевий результат, тому окрім кутів потрібно також вказувати порядок поворотів при роботі з даними видами перетворень [8].

Повернення відповідно до координат :

$$X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_x & -\sin \theta_x & 0 \\ 0 & \sin \theta_x & \cos \theta_x & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (1.15)$$

$$Y = \begin{bmatrix} \cos \theta_y & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin \theta_y & 0 & \cos \theta_y & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (1.16)$$

$$Z = \begin{bmatrix} \cos \theta_z & -\sin \theta_z & 0 & 0 \\ \sin \theta_z & \cos \theta_z & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (1.17)$$

1.3 Реєстрація медичних зображень

Просторова реєстрація мультимодальних зображень застосовується у хірургії та медичній візуалізації. Всього було запропоновано і реалізовано багато стратегій для реєстрації, заснованих або на геометричних особливостях, наприклад: точкоподібні анатомічні особливості або поверхні, або на показниках схожості інтенсивності, наприклад: взаємна кореляція, квадратичні різниці інтенсивності або взаємна інформація.

Реєстрація зображень – це процес пошуку найкращого вирівнювання для співставлення або перетворення точок одного набору зображень в точки іншого набору зображень. Процес співставлення в основному включає в себе: по-перше визначення достовірності реєстрації, для вимірювання того, наскільки добре вирівнені два зображення; і, по-друге, пошук кращого перетворення, аби просторово вирівняти два зображення (рис. 1.4).

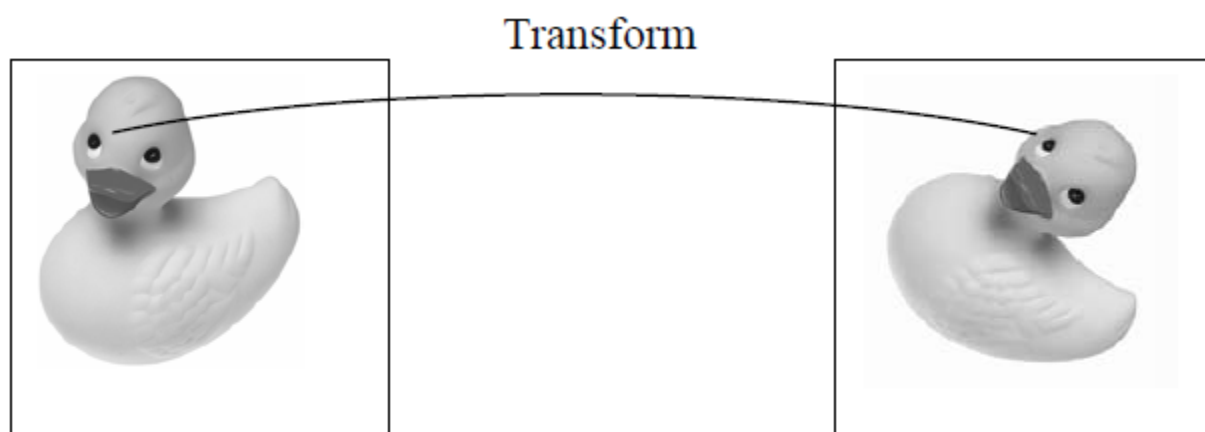


Рисунок 1.4 – Трансформація зображення [2]

1.3.1 Порядок процесу синтезу зображення

Хоч анатомічна природа (форма, положення, розмір і т.д.) конкретних частин біологічної тканини однакова, видимість однієї і тієї ж тканини при різних умовах - різна. Те, що видно в одній модальності може бути не видимим в інших. Комбінація зображень з різних модальностей призводить до додаткової клінічної інформації, яка не є очевидною з окремих модальних зображень. З цієї причини лікарі віддають перевагу кільком методам візуалізації для отримання більш детальної інформації. Злиття зображень виконується для відбору всієї корисної інформації з індивідуальних модальностей і об'єднання їх в одне. Отримані з різних сканерів, зображення повинні бути вирівнені в одному і тому ж просторі перед суміщенням і візуалізацією.

Рисунок 1.5 ілюструє порядок синтезу зображення. Різні методи візуалізації реєструються в одному і тому ж геометричному просторі. Потім всі ці зображення об'єднуються в одне завдяки злиттю (англ. Image fusion). Отримане зображення візуалізується за допомогою комп'ютерної системи [2].

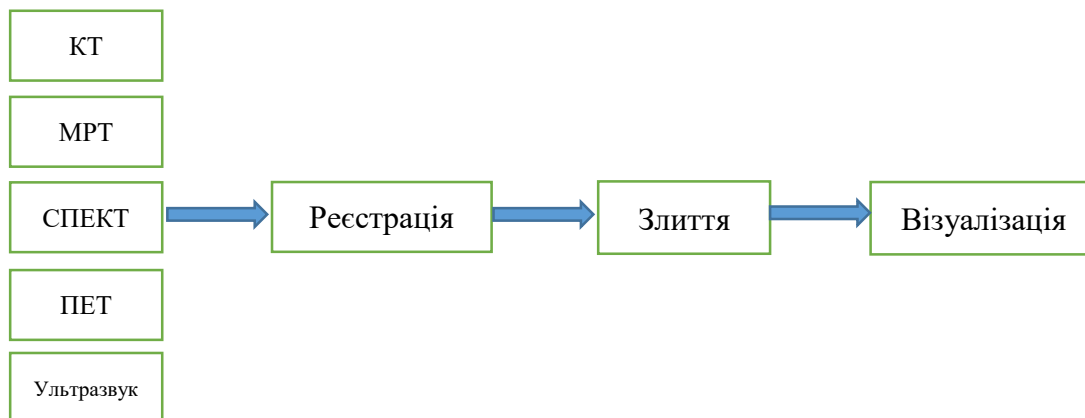


Рисунок 1.5 – Порядок синтезу зображення

1.4 Методи реєстрації

Класифікація методів реєстрації зображень може ділитися на методи збіжності (англ. matching) або трансформації. В залежності від характеру збіжності реєстрація медичних зображень поділяється на: ручна реєстрація, реєстрація на основі маркерів, поверхнева реєстрація та на основі інтенсивності. В залежності від характеру трансформації, реєстрація зображень може бути згрупована в декілька категорій: жорстка, афінна, лінійна модель пружності, модель в'язкої рідини, модель кінцевих елементів, модель радіальної базисної функції, модель оптичного потоку, та інші [2].

1.4.1 Ручна реєстрація

Ручна реєстрація – це процес, при якому користувач повинен виконувати всю реєстраційну роботу в інтерактивному режимі з візуальним зворотнім зв'язком від комп'ютерної системи. Багато додатків для обробки медичних зображень надають можливість ручної реєстрації для вирівнювання зображень різних модальностей. Користувачі можуть маніпулювати зображеннями за допомогою трьох ортогональних видів з візуальним зворотнім зв'язком в реальному часі і добитися точного вирівнювання за допомогою анатомічних і поверхневих елементів.

Дана реєстрація має деякі обмеження, оскільки точність суміщення залежить від розсуду користувача на рахунок анатомічних особливостей. У різних користувачів різні результати, і користувачу може знадобитись багато часу, аби отримати хороше вирівнювання.

На рис. 1.6 зображено ручну реєстрацію MRI/SPECT. На малюнку відображено людський мозок в трьох ортогональних видах. Хороше вирівнювання досягається за рахунок ручного регулювання об'єму одного зображення для

об'єднання в тривимірному просторі. Перетворення представляє собою лінійну комбінацію здвигів, поворотів коефіцієнтів масштабу в напрямленнях X, Y, Z відповідно [2].

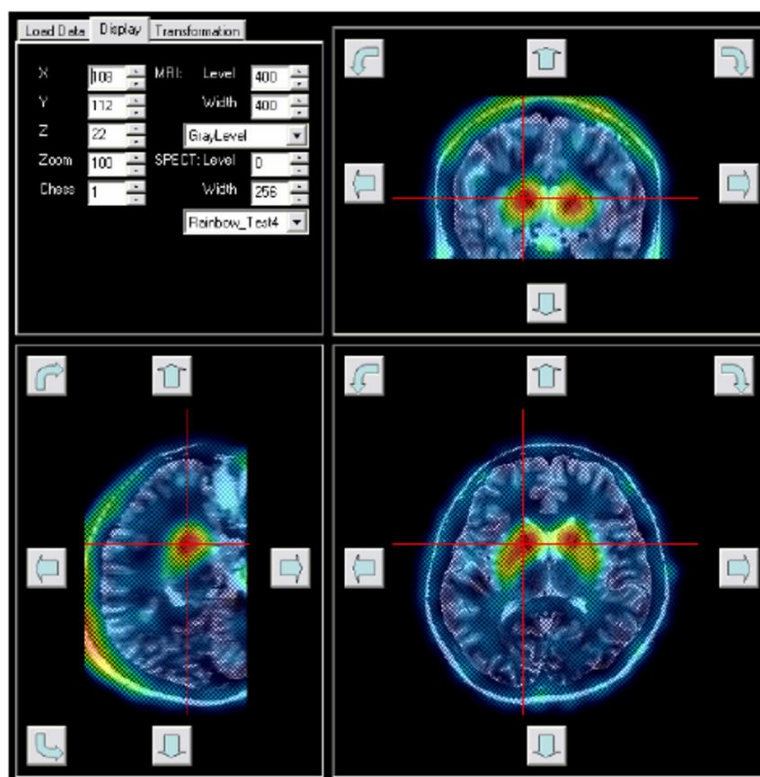


Рисунок 1.6 – Ручна реєстрація МРТ та СПЕКТ [9]

1.4.2 Реєстрація за допомогою маркерів

Реєстрація за допомогою маркерів включає в себе знаходження місцеположень відповідних точок на різних зображеннях і визначення просторового перетворення з цими парними точками.

Існує два типи маркерів: внутрішній і зовнішній. Внутрішні зазвичай відомі як анатомічні маркери, які являються точковими анатомічними ознаками на зображеннях різних модальностей. Вони ідентифікуються і маркуються медичним експертом за допомогою програмного забезпечення. Зовнішнім маркер – це штучний маркер, прикріплений до пацієнта для отримання зображення. Зовнішні

маркери повинні бути видимими і з легкістю ідентифікуватися на всіх зображеннях.

Процес реєстрації маркерів складається з:

- 1) знаходження і з'єднання маркерів (анатомічні особливості або зовнішні маркери) з відповідних зображень;
- 2) розрахування геометричного перетворення шляхом мінімізації відстані між координатами цих маркерів;

Враховуючи два набори відповідних N точок $P = \{p_i\}$ і $Q = \{q_i\}$, шукається перетворення T , яке мінімізує відстань між квадратними коренями між відповідними точками [2]:

$$Sum_{diff} = \left(\sum_i (T(p_i) - q_i)^2 \right)^{\frac{1}{2}}. \quad (1.18)$$

На рис. 1.7 зображено приклад реєстрації за допомогою маркерів, пари точок позначені червоним.

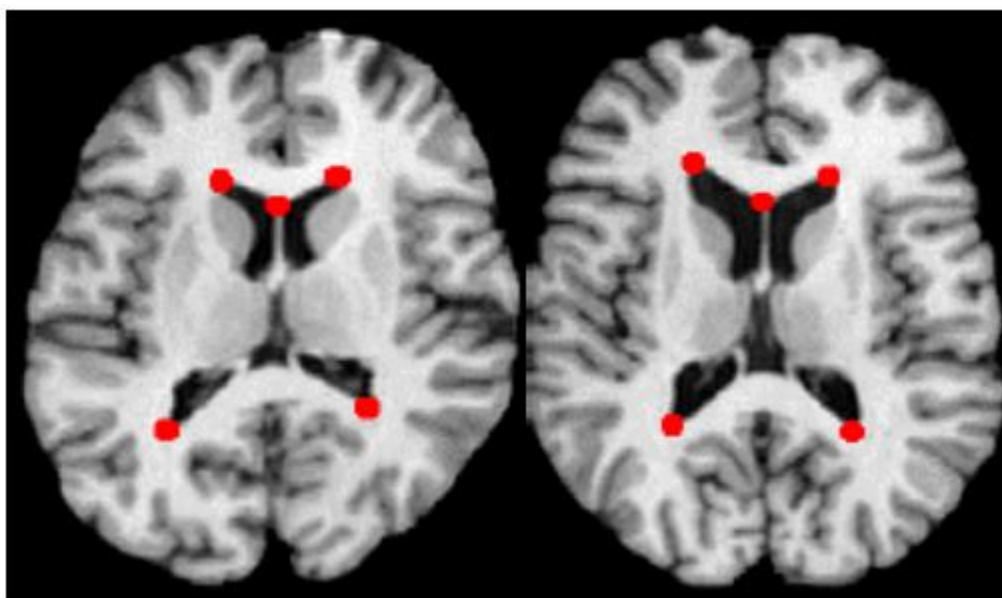


Рисунок 1.7 – Приклад використання реєстрації з маркерами [10]

1.4.3 Поверхнева реєстрація

Поверхнева реєстрація включає генерування моделей поверхні із зображень та визначення трансформації шляхом мінімізації відстані поміж відповідними моделями поверхонь. Для реєстрації з маркерами користувач вручну задає контрольні точки, тоді як для поверхневого методу необхідно реконструювати моделі поверхні зі стеку контурів, сегментованих зі зрізів зображення.

Вченим Пелліцарі та його колегами було розроблено метод співставлення поверхонь для точного вирівнювання КТ, ПЕТ та МРТ зображень мозку, які він описав як «підігнати капелюх до голови». За допомогою цієї техніки були створені дві моделі: «капелюх» та «голова». Поверхня «капелюха» - це поверхня шкіри від ПЕТ – сканування з низькою роздільною здатністю. Поверхня «голови» представляє собою набір контурів шкіри, отриманих за допомогою КТ або МРТ з високою роздільною здатністю. Дві сегментовані поверхні були візуалізовані в комп'ютерній системі і вирівнені шляхом мінімізації середньоквадратичної відстані між ними.

На рис. 1.8 зображено дві моделі поверхонь в тривимірному просторі, сгенеровані із різних модальностей: поверхня «капелюх» представлена у вигляді списку дискретних 3D точок з низькою роздільною здатністю, і поверхня «голови» складається зі стеку контурів з високою роздільною здатністю. Точне вирівнювання було досягнуто шляхом мінімізації між двома моделями.

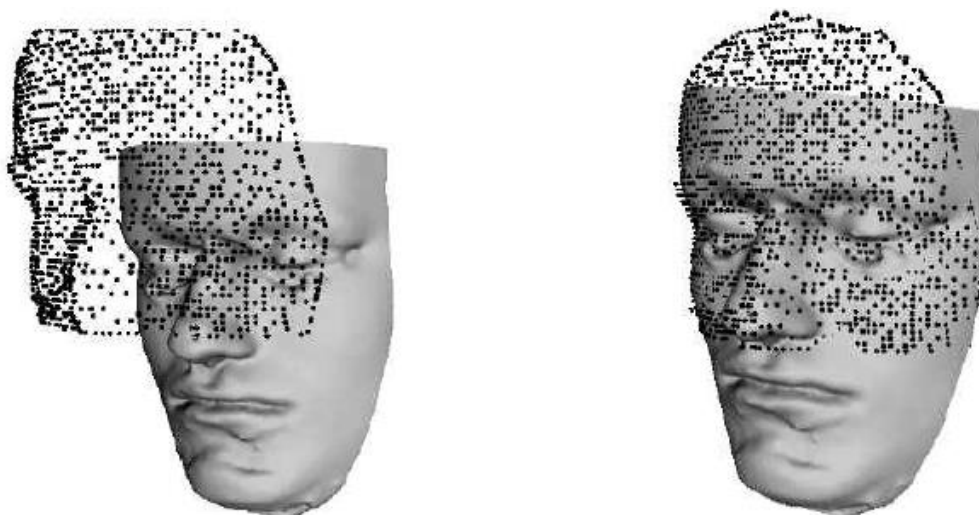


Рисунок 1.8 – Ілюстрація алгоритму «підігнати капелюх до голови» [2]

Бесл і Маккей запропонували поверхневий метод реєстрації під назвою «Ітеративна найближча точка» (англ. “Iterative Closest Point (ICP)”). Для кожної ітерації процесу реєстрації найближча точка одної поверхні визначалась з усіх точок відносно другої поверхні. Ці точкові відповідності були використані для вирівнювання зображення шляхом оптимізації перетворення [2].

1.4.4 Реєстрація за інтенсивністю

Від початку 90-х років було запропоновано багато повністю автоматизованих алгоритмів для реєстрації за рахунок оптимізації параметрів подібності вокселів. Зі статистичної точки зору зображення є розподіленням випадкової величини, а саме інтенсивності зображення. Реєстрація на основі інтенсивності призначена для виміру схожості двох зображень, розподілу між двома випадковими величинами, за допомогою статистичного опису і покращення результату шляхом корегування параметрів перетворення.

Коефіцієнт кореляції

Одним із параметрів є коефіцієнт кореляції (CC), він виражається таким чином:

$$CC = \frac{\sum_x (A(x) - \bar{A}) \cdot (B^T(x) - \bar{B})}{\sqrt{\sum_x (A(x) - \bar{A})^2} \cdot \sqrt{\sum_x (B^T(x) - \bar{B})^2}}, \quad (1.19)$$

де \bar{A} і \bar{B} – середні значення інтенсивності зображення A і B відповідно; T – перетворення.

Квадрат різниці інтенсивності (SSD)

Сума квадратів інтенсивності розраховується так:

$$SSD = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [A(x) - B^T(x)]^2, \quad (1.20)$$

де $A(x)$ і $B(x)$ – значення інтенсивності у відповідному вокселі x на зображеннях A і B ; N – загальна кількість пікселів зображення A ; T – перетворення.

Коефіцієнт однорідності зображення

Якщо $A(x)$ і $B(x)$ є значеннями інтенсивності у вокселі x зображень A і B , тоді відношення шкали відтінків сірого розраховується як:

$$R(x) = \frac{A(x)}{B(x)}. \quad (1.21)$$

Принцип реєстрації передбачає, що при зареєстрованих двох зображеннях $R(x)$ максимально однорідний по вокселям. Якщо σ – це стандартне відхилення

$R(x)$, а \bar{R} - середнє значення, тоді відношення σ/\bar{R} є параметром схожості, для оцінки якості реєстрації [2].

$$\bar{R} = \frac{1}{N} \sum_x R(x). \quad (1.22)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_x (R(x) - \bar{R})^2}. \quad (1.23)$$

Коефіцієнт рівномірності зображення (англ. Ratio image uniformity):

$$RIU = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_x (R(x) - \bar{R})^2}}{\bar{R}}. \quad (1.24)$$

Взаємна інформація (англ. Mutual information)

У 1994 році було запропоновано новий підхід, а саме максимізацію взаємної інформації на основі теорії інформації. Взаємна інформація використовується для оцінки статистичної залежності між двома розподілами інтенсивності зображення. Під максимізацією мається на увазі, що два зображення будуть просторово вирівнені.

Згідно теорії інформації, невизначеність випадкової величини x з ймовірністю $p(x)$ розраховується за допомогою ентропії $H(x)$:

$$H(x) = - \sum_x p_x(x) \log p_x(x). \quad (1.25)$$

Для двох випадкових величин x і y із загальною функцією вірогідності $P(x, y)$, кількість інформації, котру одна величина містить про іншу, розраховується за взаємною інформацією:

$$MI = H(x) + H(y) - H(x, y) = H(x) - H(x|y) = H(y) - H(y|x), \quad (1.26)$$

де загальна ентропія x і y :

$$H(x, y) = - \sum_{x, y} p_{xy}(x, y) \log p_{xy}(x, y), \quad (1.27)$$

умовна ентропія x в y :

$$H(x|y) = - \sum_{x, y} p_{xy}(x, y) \log p_{xy}(x|y), \quad (1.28)$$

умовна ентропія y в x :

$$H(y|x) = - \sum_{x, y} p_{xy}(x, y) \log p_{xy}(y|x). \quad (1.29)$$

Взаємна інформація – це різниця між ентропією $H(x)$ та загальною ентропією $H(x, y)$ [2].

1.5 Класифікація за трансформацією

Методи реєстрації за моделями трансформації діляться на дві основні категорії: жорстка та деформована моделі, які характеризують перетворення.

Жорстка трансформація включає трансформації «твердого тіла» (англ. Rigid body) та афінну, в якій координати є лінійними перетвореннями вхідних координат.

Модель твердого тіла включає в себе тільки комбінацію переміщень і поворотів, об'єкт не змінює форму. Відстань між двома точками у першому зображенні зберігається після співставлення із другим зображенням. (Рис. 1.9)



(a)



(b)

Рисунок 1.9 – Приклад трансформації «твердого тіла», (a) – до та (b) – після трансформації

Афінна модель включає в себе послідовність трансляцій, поворотів і масштабування. Зберігається паралелізм - пряма лінія в першому зображенні відображається в пряму лінію в іншому (Рис. 1.10).



(a)



(b)

Рисунок 1.10 – Приклад афінної трансформації, (a) – до та (b) – після трансформації

Суть деформованої трансформації (рис. 1.11) зображення полягає в мінімізації енергії або функції вартості. Функція вартості розраховується як:

$$cost = \int_{volume} deformation - \int_{volume} similarity. \quad (1.30)$$

Значення схожості (similarity) є зовнішньою рушійною силою, яка максимізує схожість між двома зображеннями, а саме відстань між маркерами, або схожості інтенсивності.



Рисунок 1.11 – Приклад деформованої трансформації, (a) – до та (b) – після трансформації

Значення деформації – це рух об’єкту, який будуть реєструвати. Цей рух залежить від фізичних властивостей об’єкту, який може бути лінійною еластичною деформацією, деформації в’язкої рідини та інші складні форми.

Прикладом деформованої трансформації є еластична модель [2]. Принцип реєстрації з еластичною моделлю полягає у представленні процесу реєстрації як деформування еластичного об’єкту під дією сили зовнішнього тіла. Рух еластичного об’єкту регулюється лінійним рівнянням еластичності Нав’є:

$$\mu \nabla^2 \vec{u} + (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \vec{u}) + \vec{f} = 0, \quad (1.31)$$

в якому \vec{u} – поле деформації; \vec{f} – зовнішня сила; λ і μ – константи еластичності, обумовлені властивостями матеріалу об'єкту реєстрації.

1.6 Висновки до 1 розділу

Суміщення зображень на сьогодні грає велику роль у медичному застосуванні. Діагностика, лікування, виявлення захворювань на ранній стадії, дослідження – все це, у багатьох випадках, не обходиться без суміщення зображень, тому було розроблено багато методів. Загалом вони класифікуються за збіжністю (ручна реєстрація, реєстрація на основі маркерів, реєстрація на поверхні та на основі інтенсивності) або трансформацією (жорстка, афінна, лінійна модель пружності, модель в'язкої рідини, модель кінцевих елементів, модель радіальної базисної функції, модель оптичного потоку). Багато методів з цього переліку були коротко оглянуті у першому розділі. В подальших дослідженнях цієї роботи використовуються жорстка та афінні реєстрації.

2 РОЗРАХУНОК МЕТОДИКИ ОПТИМІЗАЦІЇ КОМПРЕСІЇ 3D ЗОБРАЖЕНЬ

2.1 Принцип алгоритму компресії 3D медичних зображень

Методика суміщення зображень потребує оптимізації, оскільки зазвичай займає багато часу у системі Matlab. Так, наприклад, для суміщення КТ та МРТ 3D зображень пацієнта з кількістю поперекових зрізів порядку 300, машинний час суміщення складає порядку 30-40 хв на персональних комп'ютерах сучасного покоління. Для того, щоб пришвидшити цей процес було висунуто припущення, що матрицю афінних перетворень для реєстрації вихідних зображень можливо шукати на зменшених/проріджених даних. Тобто, вихідні зображення зменшуються до якогось рівня, на якому якість та важлива інформація не будуть втрачатись, потім у цих розмірах знаходиться матриця перетворень, і, в кінці, вихідні 3D зображення трансформуються у відповідності зі знайденою матрицею афінних перетворень. Саме розрахунок межі зменшення зображення і є предметом другої частини.

Суть методу полягає у знаходженні оптимальних точок на графіках залежності ентропій від масштабу зменшення вихідних даних. Цими точками були обрані точки мінімуму ентропії та точки перетину кривої $H(x)$ з H_0 , де $H(x)$ – ентропія зображення в залежності від фактору стискування (масштабу, x), H_0 – ентропія вихідного зображення, виключаючи з розгляду область фону. Для досліджень методики були використані знімки КТ і МРТ пацієнта з осифікацією суглобів. На рис. 2.1 і 2.2 зображені пара 2D зображень КТ і МРТ в початковому, зменшеному і відновленому вигляді, а на рис. 2.3 зображено графік залежності ентропії початкових та відновлених зображень від масштабу зменшення за віссю X . На цьому графіку зазначені точки мінімуму відновлених ентропій та точки перетину відновленої ентропії та прямої лінії від початку того ж графіку, що може також слугувати мірою зменшення. Жовтою та голубою лініями показано початкові ентропії, синьою та червоною лініями зображено відновлені ентропії.

Зменшення та відновлення розмірів зображень здійснювалось стандартною функцією Matlab `imresize`.

Розрахунок ентропії зображень здійснювався за формулою Шенона:

$$H(x) = - \sum_{i=1}^n p(x_i) \log p(x_i), \quad (2.1)$$

де p_i – дискретний набір ймовірностей (нормованої гістограми зображень, виключаючи значення яскравості фону),

x_i – масштаб.

Для знаходження найменшого можливого мінімуму потрібно було визначитися з тим, як найкраще зменшувати зображення: окремо за осями X і Y, якщо це 2D зображення, або ж водночас зменшувати за двома координатами. Результати показали, що зменшення окремо за осями є ефективнішим, оскільки тоді значення точок мінімуму та перетину є більшими, що дозволяє зменшити зображення у більше разів. Крім того, такий підхід дозволяє враховувати анізотропність розмірів пікселів/вокселів.

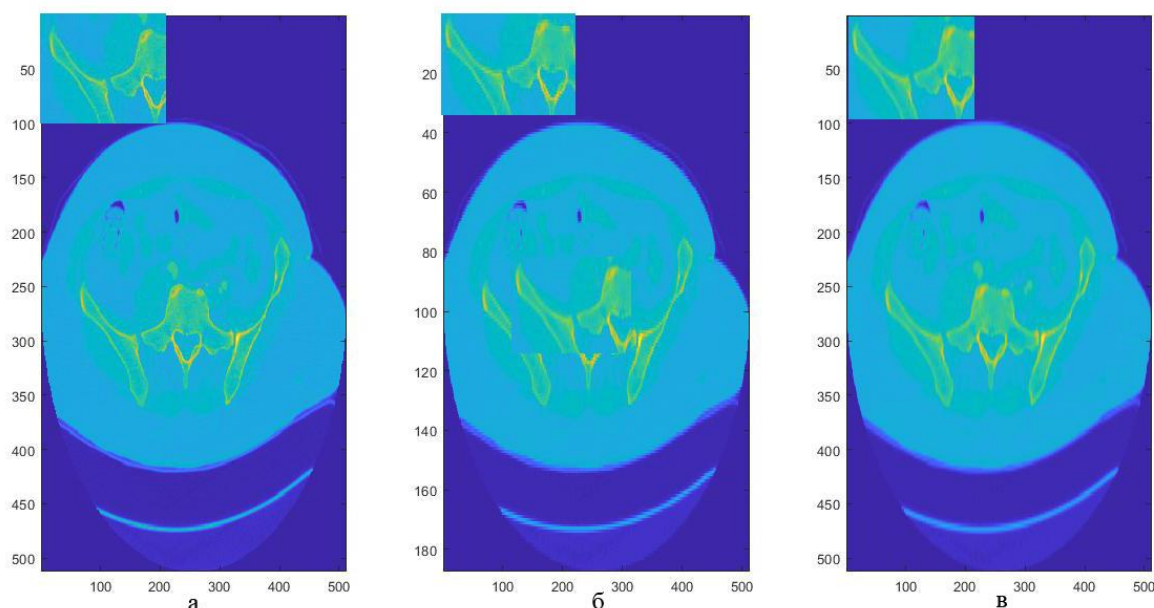


Рисунок 2.1 - Знімок КТ у трьох видах: початковому - а, зменшеному в 2.77 разів за віссю X- б та відновленому – в

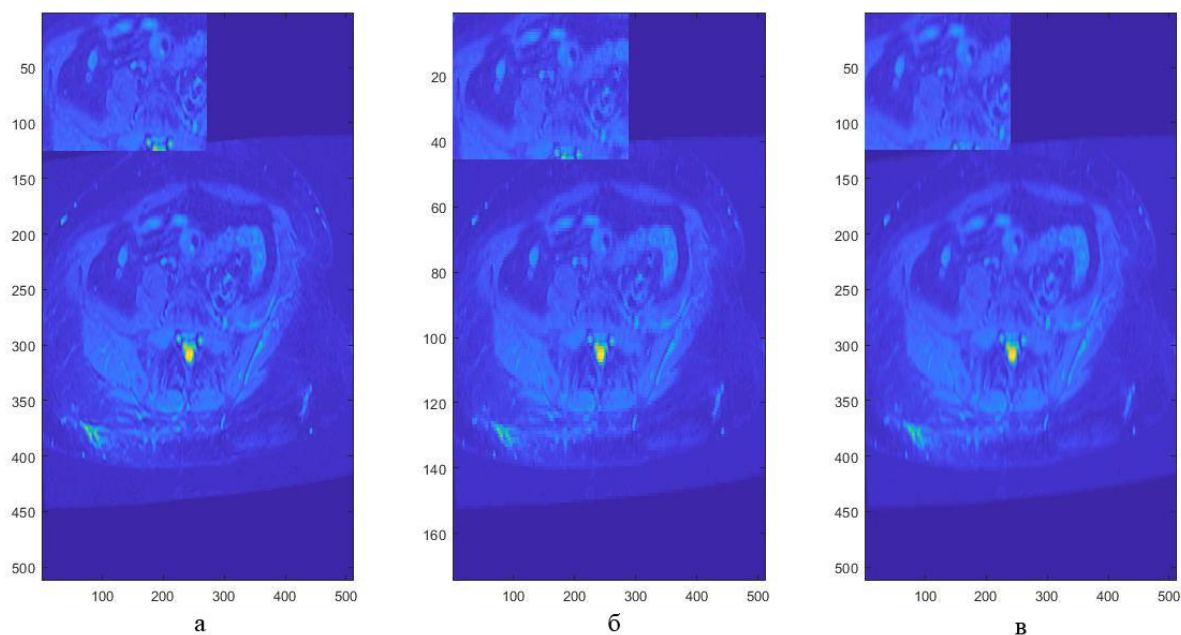


Рисунок 2.2 - Знімок МРТ у трьох видах: початковому - а, зменшеному в 2.77 разів за віссю X - б та відновленому - в

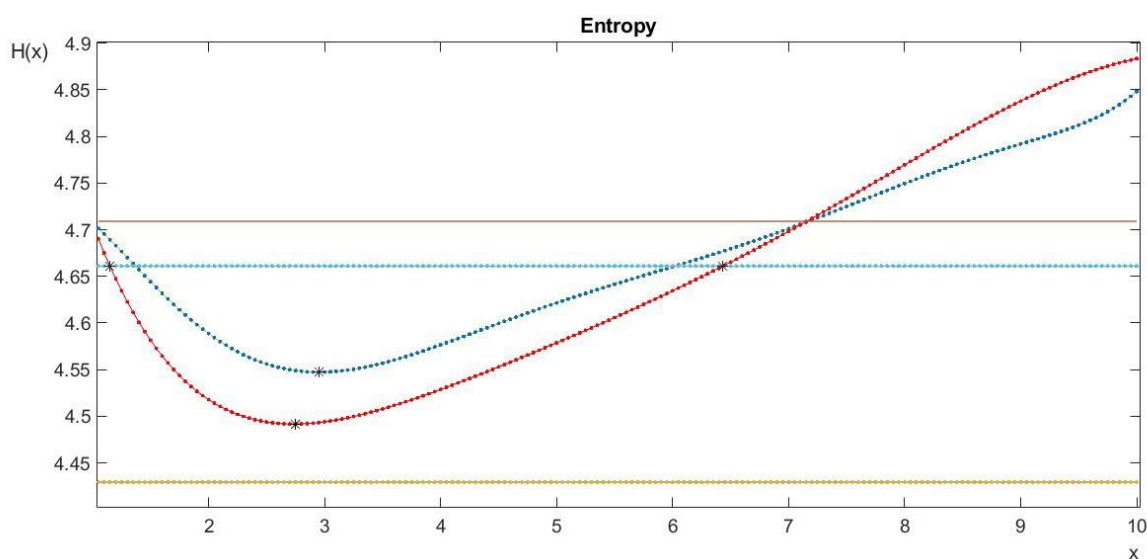


Рисунок 2.3 - Графік залежності ентропії для початкових та відновлених зображень КТ (червона лінія) і МРТ (синя лінія). Жовтою та голубою лініями показано початкові ентропії

Точки мінімуму знаходились за допомогою функції Matlab для цієї пари зображень і приймали такі значення:

для КТ: $x_{min} = 2,75$;

для МРТ: $x_{min} = 2,95$.

Точки перетину також знаходились за допомогою деяких функцій. Для тих самих зображень:

для КТ: $x_{int1} = 1,1491$; $x_{int2} = 6,4356$;

для МРТ: $x_{int} = 0$.

Отож ці дві точки мінімуму та перетину і є критеріями компресування 3D зображень.

2.2 Реалізація оптимізованого алгоритму методики компресії

Для того, щоб в повному обсязі зрозуміти алгоритм зображено блок-схему (рис. 2.4).

1. Перша функція є функцією розпізнавання виміру зображення і саме вона використовується у суміщенні. В ній відбувається перехід до функції для 2D або 3D зображень.

2. Після переходу до відповідної функції відбувається знаходження двох значень оптимального стиснення.

3. Перш за все визначається масштаб стиснення, в нашому випадку межа буде рівною $x = 1+dx:dx:10$, де $dx = 0.2$. Встановлюється початок відліку часу для порівняння компресування 3D і 2D зображень.

4. Потім зображення зменшується за трьома (двома координатами).

5. Знаходження початкової та зменшеного зображення звичайної та нормованої ентропій за допомогою функції $[Entr, Entr_norm]=my_entrop(h)$, де ентропія буде рівною формулі (2.1) [11].

6. Визначення точок мінімуму та перетину з початковою ентропією відбувається за допомогою деякої функції. Для знаходження точок мінімуму графік ентропій інтерполюється за функціями `polyfit` та `polyval`, потім знаходяться точки

мінімуму за функцією `islocalmin` і точки перетину за допомогою функції `InterX`, якщо точок перетину нема, тоді відбувається максимальне за масштабом компресування.

7. Візуалізуються графіки і точки функцією `subplot`.



Рисунок 2.4 - Блок-схема алгоритму оптимального стиснення

Вихідними даними цієї функції є дві точки E01 і E02. Дослідження показали, що час компресування 2D зображень є майже у 18 разів менший ніж у 3D зображень. Що дало підстави розглядати у послідуючих дослідженнях 2D зображення. Прикладом дії функції розпізнавання виміру зображення може слугувати рис. 2.5., де показані графіки ентропій за двома координатами зображення КТ рис.2.6: розмір зображення становив 512x512 пікселів, геометричні розміри яких становили 0,74x0,74 мм.

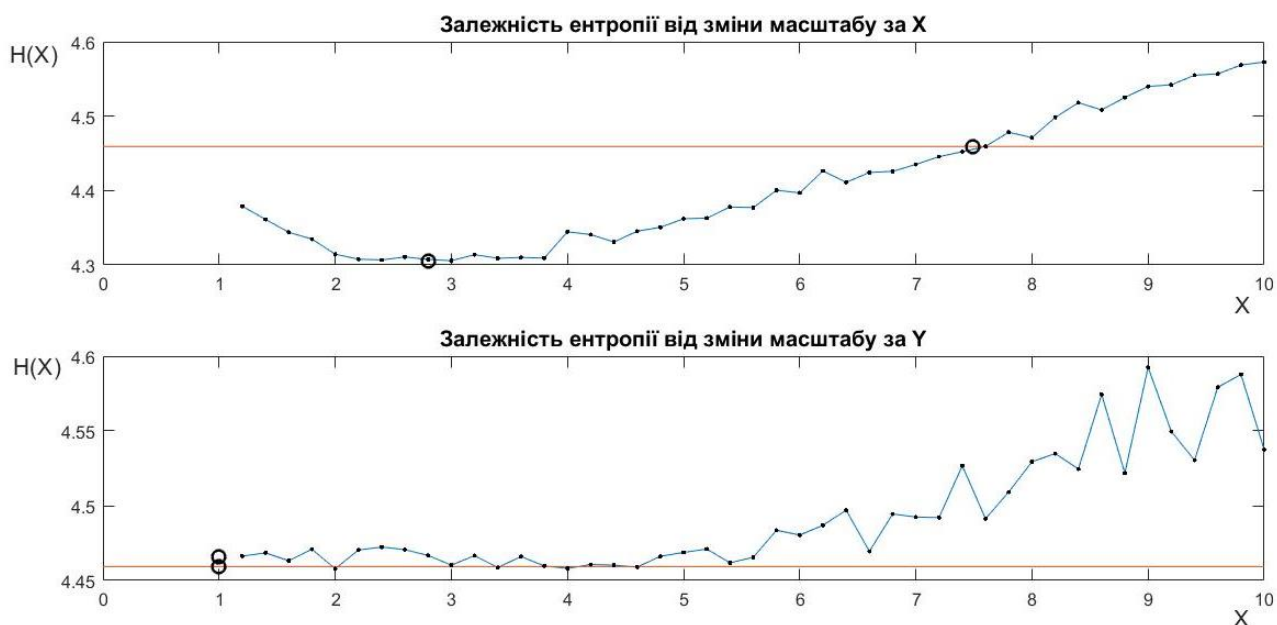


Рисунок 2.5 - Зміна ентропії тестового зображення (рис.2.6) в залежності від масштабу зменшення за двома координатами. Жовтою точкою є мінімум, фіолетовою – перетин

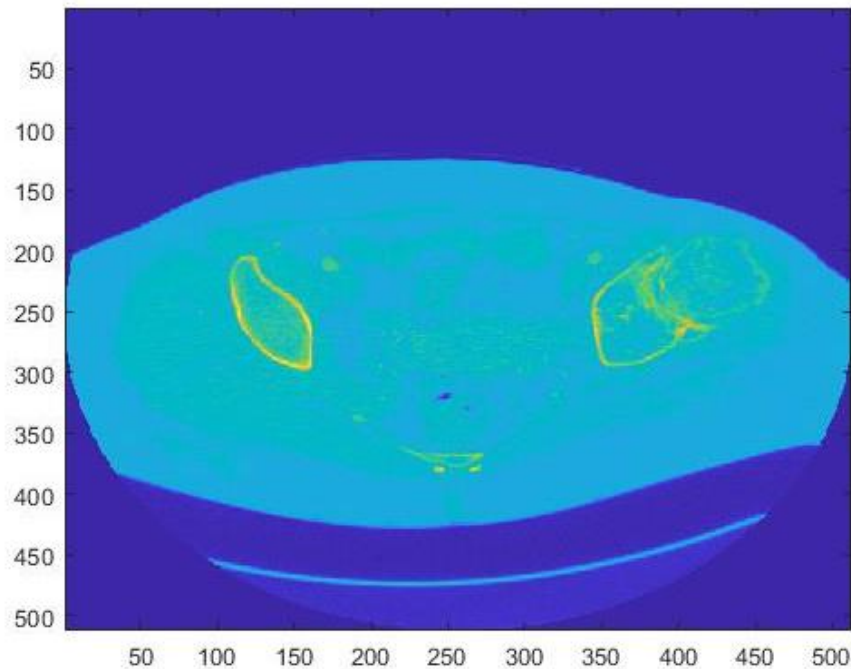


Рисунок 2.6 - Зображення КТ, на прикладі якого розраховано параметри

Загальний машинний час відповідних розрахунків для наведеного 2D зображення склав:

$$t_{\text{compress}} = 0.7870 \text{ с.}$$

Розрахунки проводились на персональному комп'ютері моделі:

- ASUS – модель X55VD.
- Процесор: Intel(R) Core(TM) i3-3120M CPU, 2.50 GHz
- Встановлена пам'ять: 8,00 ГБ
- Тим системи: 64 - розрядна операційна система.

Отримані точки E01 – мінімум, E02 – перетин:

$$E01 = [2.8000 \ 1],$$

$$E02 = [7.4896 \ 1].$$

2.3 Аналіз результатів роботи алгоритму

Аналіз даних зазвичай виконується за допомогою статистики. Для того, щоб зрозуміти чи коректними є результати роботи алгоритму використаємо параметри середньоквадратичного відхилення (СКВ) та коефіцієнту кореляції.

Середньоквадратичним відхиленням є міра величини варіації чи дисперсії набору значень. Низьке стандартне відхилення є хорошим показником, оскільки показує, що більшість вимірювань близькі до середнього. Високе означає, що числа більш розкидані. [12] Для аналізу роботи даного алгоритму СКВ є важливим параметром порівняння початкових та відновлених після зменшення зображень.

СКВ має такий математичний зміст [13]: для вектору випадкової величини A , зробленого з N скалярних спостережень, стандартне відхилення знаходиться за формулою:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N |A_i - \mu|^2},$$

де μ - середнє значення вектору A :

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N A_i.$$

Нормований СКВ:

$$\sigma_n = \frac{\sigma}{(\max(I_{1ct}) - \min(I_{1ct}))}.$$

В подальшому, математичне значення СКВ будемо позначати як σ .

Для розрахунку СКВ вихідне зображення зменшувалось в E01 або E02 разів, відновлювалось до початкових розмірів і порівнювалось із вихідним зображенням. Розрахунок СКВ в Matlab виконується за допомогою функції std:

$$\sigma = \text{std}(I_{1ct} - I_{2ct}), \quad (2.2)$$

де $(I_{1ct} - I_{2ct})$ – різниця вхідного і вихідного зображень відповідно.

В нашому випадку СКВ приймало значення:

$$\sigma = 0.0320;$$

$$\sigma_n = 1.4333\text{e-}05.$$

Результат показує майже нульове середньоквадратичне відхилення. Отже зображення майже не змінюється при зменшенні і відновленні, це означає, що даний алгоритм можна використовувати і втрат важливої інформації не буде.

Другим важливим параметром для досліджень є коефіцієнт кореляції, що є статистичним показником сили зв'язку між відносними рухами двох змінних. Його значення варіюються в межах від -1.0 до 1.0. Кореляція -1.0 показує ідеальну негативну кореляцію, тоді як кореляція 1.0 - ідеальну позитивну. Кореляція 0.0 показує відсутність лінійної залежності між рухом двох змінних.

Існує декілька типів коефіцієнту кореляції, але найбільш розповсюдженим є кореляція Пірсона. За його допомогою вимірюється сила і напрям лінійних

відносин між двома змінними. Він не може вимірювати нелінійні відносини між двома змінними і не може розрізняти залежні і незалежні змінні. Значення 1.0 означає ідеальний позитивний зв'язок, мається на увазі, що за позитивного збільшення однієї змінної існує позитивне збільшення для другої змінної. Значення -1.0 означає, що між двома змінними ідеальний негативний зв'язок, а саме при позитивному збільшенні однієї змінної відбувається зменшення другої. Якщо кореляція є нульовою, між змінними немає зв'язку [14].

Коефіцієнт кореляції розраховується за допомогою функції `corrcoef`. Розрахунок цього коефіцієнту для двох зображень в системі має такий вигляд:

$$r = \text{corrcoef}(I_2, I_{2ct}),$$

де коефіцієнт кореляції двох випадкових величин є мірою їх лінійної залежності, якщо кожна змінна має N скалярних спостережень, то коефіцієнт кореляції Пірсона визначається як [15]:

$$\rho(A, B) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{A_i - \mu_A}{\sigma_A} \right) \left(\frac{B_i - \mu_B}{\sigma_B} \right),$$

μ_A та σ_A – середнє значення та стандартне відхилення A , і відповідно μ_B та σ_B - середнє значення та стандартне відхилення B .

Розрахований для наших зображень коефіцієнт кореляції має значення:

$$r = 0.9816$$

Результат коефіцієнту кореляції означає майже ідеальну лінійну позитивну залежність, що є хорошим показником.

2.4 Результати аналізу

Для аналізу результатів компресування можна побудувати графіки залежності СКВ та коефіцієнту кореляції від зменшення зображення за двома координатами одночасно. Наступні графіки показують ці дані, Рис.2.4 – СКВ, Рис.2.6. – коефіцієнт кореляції.

На цих графіках зображені залежності пари зображень МРТ і КТ. МРТ – синьою лінією, КТ – червоною. СКВ для двох зображень варіюється від 0.01 до 0.05, що означає збільшення розкиданості змінних із більшим зменшенням зображення. Але зміна є досить не суттєвою. Коефіцієнт кореляції зменшується із більшим зменшенням зображення, але зберігає сильний лінійний зв'язок.

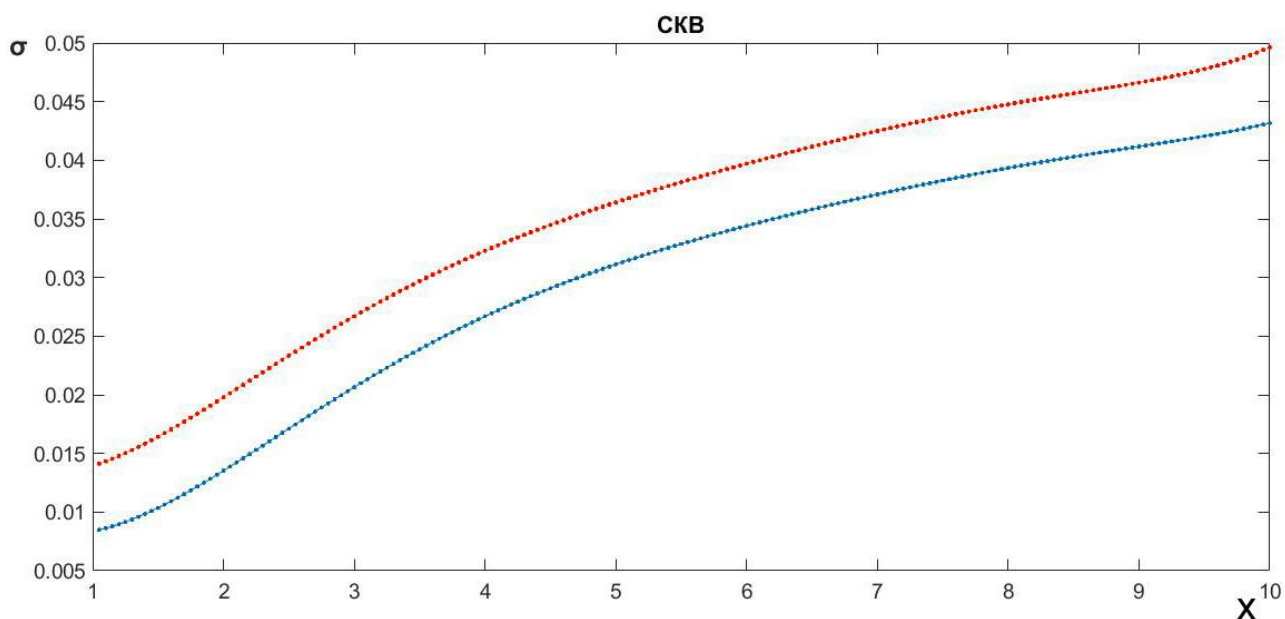


Рисунок 2.7 - Залежність СКВ від масштабу

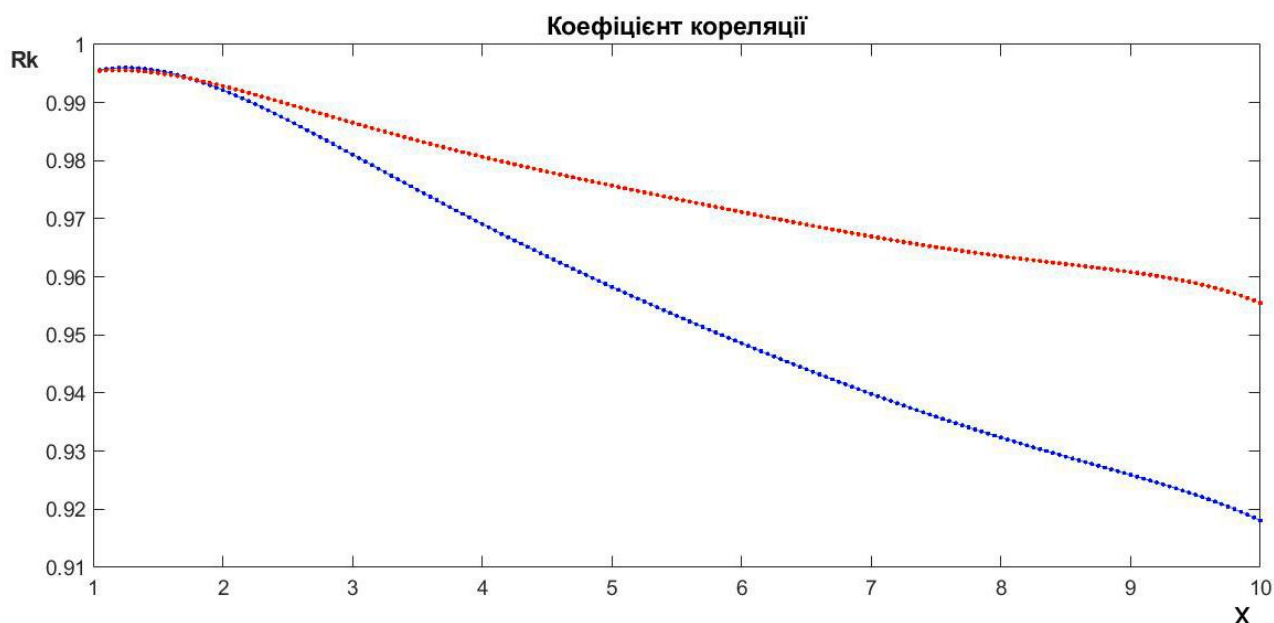


Рисунок 2.8 - Залежність коефіцієнту кореляції від масштабу

2.5 Висновки до 2 розділу

Розроблений і реалізований алгоритм уможливорює компресування до безпечного для інформативності зображення рівня. Цей метод дозволяє знайти ці рівні завдяки графікам ентропії, що є дуже зручним, на них знаходяться характерні точки мінімуму та перетину з ентропією вхідного зображення. Аналітична перевірка знаходженням СКВ та коефіцієнту кореляції підтвердила відсутність великої втрати інформації та показала майже ідеальні результати.

3 УДОСКОНАЛЕННЯ МЕТОДИКИ СУМІЩЕННЯ 3D ЗОБРАЖЕНЬ

3.1 Основні положення принципу удосконалення

Під удосконаленням методики суміщення 3D зображень мається на увазі здійснення оптимізованої методики компресування у реєстрації медичних зображень. Для цього був написаний код у системі Matlab з використанням спеціалізованих функцій та параметрами Image Processing Toolbox.

Важливим параметром для подальших досліджень є InitialRadius, він контролює початковий розмір кроку, що використовується в просторі параметрів для точності геометричного перетворення. Варіація параметру InitialRadius дозволяє уникнути потрапляння функції мінімізації до локальних мінімумів, які не відповідають коректному рішенню задачі [16].

Також потрібно сказати, що на першому етапі реєстрації в Matlab рекомендується перевести зображення у систему координат RIRE, для коректної роботи функцій. Кожне зображення в ній складається з двох файлів: файлу-заголовку та файлу даних (header.ascii, image.bin). Файл-заголовок розроблений на основі стандарту DICOM (Digital Imaging and Communications), лише було додано кількість зрізів у групі “Image Presentation Information”. Він є текстовим файлом закодованим у ASCII, що містить п’ять груп: ідентифікація інформації, інформація про пацієнта, інформація про придбання, інформація про відносини, інформація про презентацію зображення. Файл даних складається з вокселів розміщених у порядку ряд-стовбець-зріз. Мається на увазі, що перший воксель у файлі розміщений у верхньому лівому кутку екрану, другий йде справа від першого і так до кінця ряду. Наступний воксель знаходиться під першим, перший воксель другого зрізу слідує за останнім вокселем першого зрізу і т.д. Кількість рядів, стовбців та фрагментів записані у файлі-заголовку [17].

При суміщенні мультимодальних зображень ми приймаємо одне зображення як фіксоване, друге як рухоме. Суть реєстрації полягає у суміщенні рухомого зображення з фіксованим.

3.2 Алгоритм суміщення медичних 3D зображень

На рис. 3.2 зображена блок-схема програми реєстрації 2D і 3D мультимодальних зображень.

Опис блок-схеми:

1. Вибір досліджуваних зображень. Маємо два варіанти: зображення Matlab, за якими можливо оцінити точність суміщення, та медичні зображення пацієнта. Це знімки КТ та МРТ, перший приймаємо за рухомий знімок, другий за фіксований.

2. Вибір метода реєстрації. Маємо на вибір три види реєстрації : Афінна, Жорстка та реєстрація подібності. Для наших досліджень основним є Жорсткий метод, оскільки вважається що КТ та МРТ не значно (по відношенню до клінічної значущості) спотворюють геометричні пропорції тканин людини.

3. Для оптимізації часу суміщення зображень можемо обрати метод стиснення зображення. На даному етапі визначаємо чи виконувати його чи ні.

4. Задання параметрів реєстрації Matlab: InitialRadius, максимальна кількість ітерацій, максимальний розмір зображення.

InitRadius=0,0004; MaxIteration=500; sc_max=128;

5. Якщо був обраний метод стиснення:

5.1. Порівняння розмірів зображень з встановленим максимальним масштабом (128 пікселів), для подальшого розрахунку стиснення.

5.1.1. Згладжування рухомого і фіксованого зображення фільтром Гаусса 3-го порядку.

```
A_half=imgaussfilt3(A_half,0.5,'FilterSize',[3 3 3], 'FilterDomain','spatial');
```

```
B_half=movingVolume;
```

```
B_half=imgaussfilt3(B_half,0.5,'FilterSize',[3 3 3], 'FilterDomain','spatial');
```

5.1.2. Знаходження оптимального параметру стиснення за допомогою двох параметрів: точка мінімуму на побудованому графіку розрахованої ентропії та точка перетину даного графіку з графіком початкової ентропії ; перевірка вокселя

на мінімальне значення (мінімальне значення 20 пікселів) ; зменшення зображення рухомого і фіксованого у відповідності до знайдених параметрів.

5.1.3. Знаходження матриці перетворень за допомогою функції Matlab.

```
geomtform = imregtform( B_half,Rmoving,A_half,Rfixed, method , optimizer,
metric);
```

Змінення зображення у відповідності матриці перетворень.

```
movingRegisteredVolume =
imwarp(B_half,Rmoving,geomtform,'bicubic','OutputView',Rfixed);
```

5.1.3.1. Візуалізація результатів : три перерізи двох модальностей (КТ і МРТ) в початковому вигляді і суміщеному, для оцінки якості суміщення; візуалізація аксіального перерізу зображень Matlab та експериментальних зображень пацієнта для порівняння суміщення зображень з умовно істинними.

5.1.4. Реєстрація вихідних зображень на основі розрахованої матриці перетворень.

5.2. Якщо не був обраний метод стиснення: Реєстрація без перетворень.

5.2.1. Візуалізація результатів

6. Порівняння даних. Порівнюємо результати за якістю суміщення вихідного зображення, чи поєдналася в одному зображенні необхідна інформація з обох зображень; порівняння зображень пацієнта з умовно істинними.

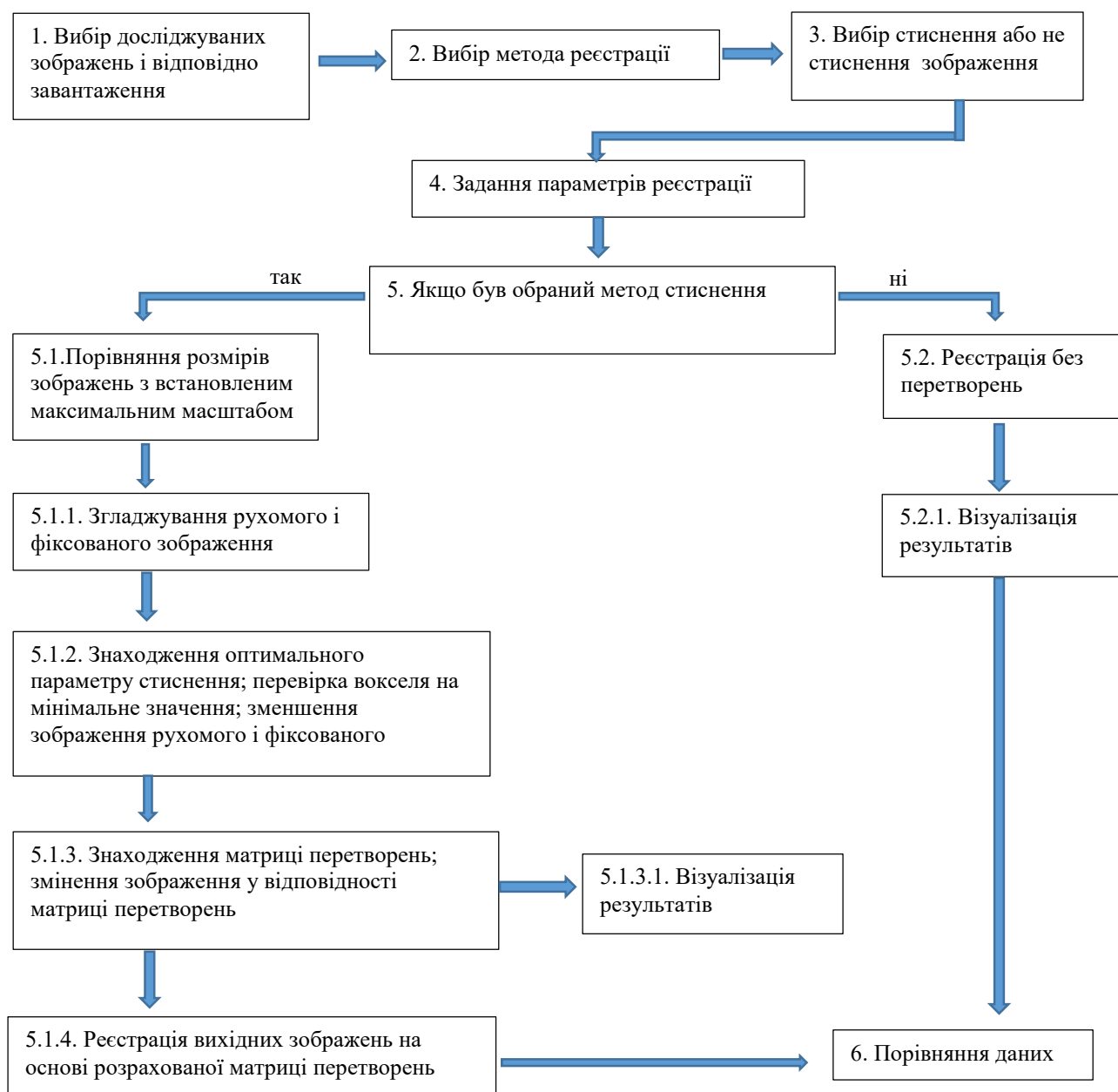


Рисунок 3.1 - Блок-схема алгоритму суміщення з використанням оптимізованої методики компресії зображень

3.3 Результати роботи алгоритму

Запуск програми дозволяє порівняти результати суміщення з та без компресування.

Першими тестовими зображеннями були зображення Matlab. Генеруються вони за допомогою функцій `multibandread` та `helperReadHeaderRIRE`. Перша зчитує бінарні файли, які містять інформацію про зображення; за допомогою другої отримуються метадані, що пов'язані з кожним зображенням. Відповідно, були згенеровані пара зображень КТ (рухоме) і МРТ (фіксоване) голови пацієнта, що і використовуються у подальших дослідженнях.

Піксель являє собою найменший вибірковий 2D-елемент у зображенні, його розміри визначаються за двома осями в мм, які лежать в основі просторової роздільної здатності. В клінічній практиці розміри пікселів МРТ варіюють від 1 мм до значення менше мм. Воксель є елементом об'єму 3D простору, його розміри задаються пікселем разом з товщиною зрізу (вимірюється третьою віссю). Товщина зрізу в МРТ варіюється від 5 мм до значення менше мм. Саме об'ємом вокселя визначається здатність розрізняти об'єкти розміщені на медичних зображеннях. Зменшення пікселю (рис. 3.2) і товщини зрізу (рис. 3.3) призводить до збільшення роздільної здатності, але все ж разом зі зменшенням об'єму вокселя зменшується і відношення сигналу до шуму, що може призвести до «зернистості» на зображенні [18].

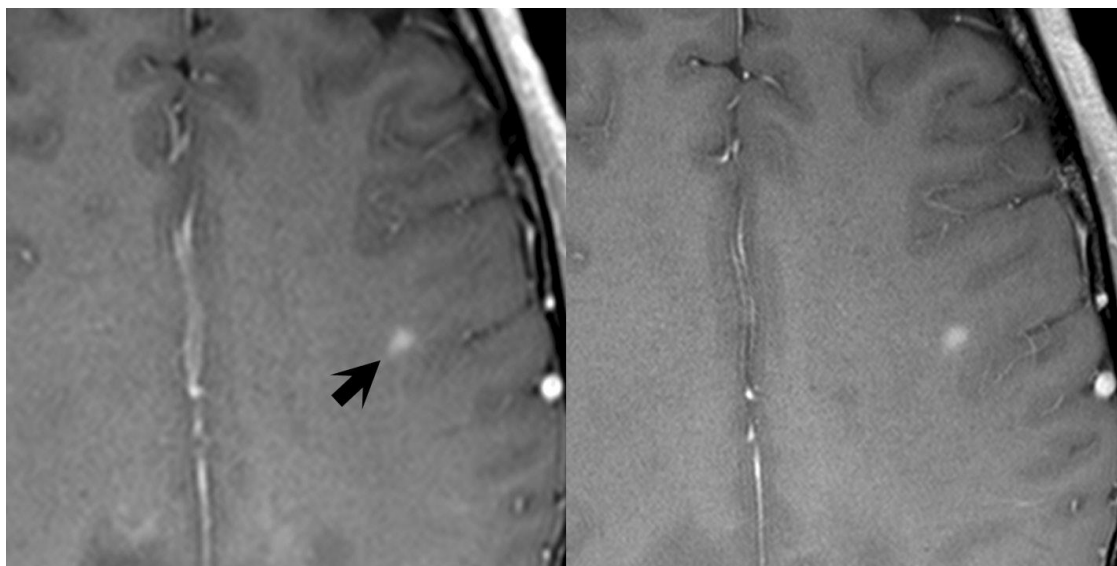


Рисунок 3.2 - Зображення МРТ до та після зменшення пікселю [18]

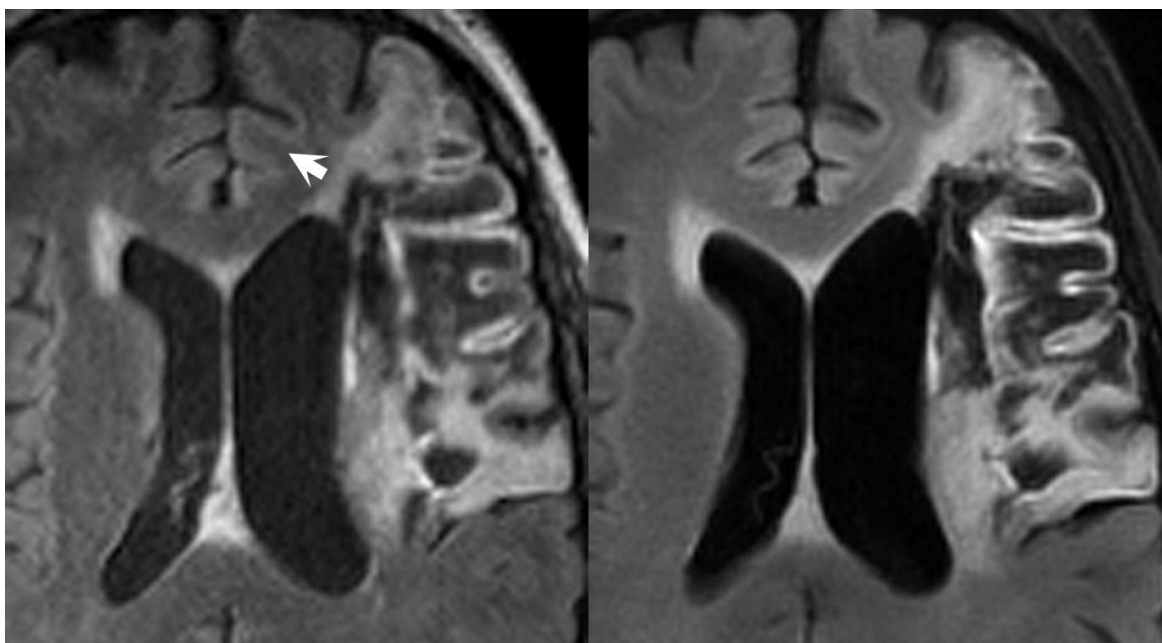


Рисунок 3.3 - Зображення МРТ до та після зменшення товщини зрізу [18]

Зображення Matlab, які були використані у дослідженні мають наступні об'єми вокселів в мм:

- Для МРТ : $v = [1.25 \ 1.25 \ 4]$;

- КТ : $v = [0.65 \ 0.65 \ 4]$.

КТ має краще розширення в порівнянні з МРТ.

Таб. 3.1 містить час стиснення та час суміщення, нормоване СКВ між перетвореними різними способами зображеннями Matlab, де $T_{\text{сум}}$ – час суміщення, $T_{\text{копр}}$ – час компресії, σ - нормоване СКВ.

Таблиця 3.1 – Основні результати суміщення тестових 3D зображень Matlab

Параметри	З компресією зображень	Без компресії ображень
$T_{\text{сум}}, \text{с}$	39.1159	158.37
$T_{\text{копр}}$	0.6382	0
СКВ, σ	16.81	

Час - T - характеризує час компресування зображень ($T_{\text{копр}}$) та час суміщення ($T_{\text{сум}}$). Для стиснених зображень час компресування та суміщення буде рівний:

$$T_1 = T_{\text{копр}} + T_{\text{сум}} = 39.75 \text{ с} \quad (3.3)$$

Для не стиснених зображень час компресування нульовий, тому T_2 складає лише час суміщення $T_2 = 158.37 \text{ с}$.

Час суміщення стиснених зображень майже у 4 рази швидший за час суміщення не компресованих зображень.

Середньоквадратичне відхилення складає $\sigma = 16.81$.

При значенні $\text{Initialradius} = 0.0004$, матриця афінного перетворення стисненого зображення представлена у (3.1), не стисненого у (3.2)

$$M_{\text{ст}} = \begin{pmatrix} 1 & -0.001 & -0.0064 & 0 \\ 0.0011 & 1 & -0.0099 & 0 \\ 0.0064 & -0.009 & 0.999 & 0 \\ -5.2648 & -20.06 & -7.3242 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.1)$$

$$M_{\text{нст}} = \begin{pmatrix} 1 & -0.0013 & -0.0028 & 0 \\ 0.0013 & 1 & 0.0049 & 0 \\ 0.0028 & -0.0049 & 1 & 0 \\ -4.7799 & -19.711 & -7.0016 & 1 \end{pmatrix} \quad (3.2)$$

Для порівняння отриманих характеристичних параметрів розрахуємо детермінант матриць афінних перетворень.

Детермінант матриці $M_{\text{ст}}$ (3x3):

$$|M_{\text{ст}}| = 1.00004$$

Модуль $M_{\text{нст}}$ буде рівним (3x3):

$$|M_{\text{нст}}| = 1.00003$$

Модулі даних матриць є майже однаковими, це може означати, що суміщення є однаковими.

На рис. 3.2. зображено залежність зміни ентропії від зміни масштабу за X (ряди матриці) та Y (стовпці матриці), і точки мінімуму та точки перетину з ентропією вхідного зображення.

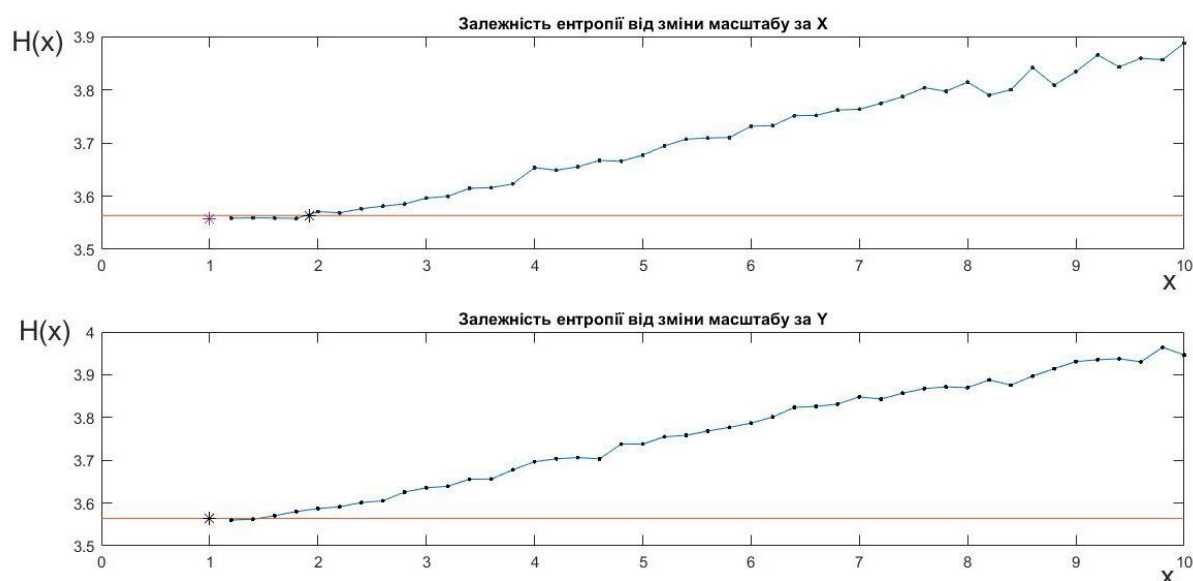


Рисунок 3.2 - Залежність ентропії від зміни масштабу

На рис. 3.3 зображено один зріз виконаний у різних модальностях (МРТ і КТ) та зареєстроване за допомогою методу компресування зображення. Рис. 3.4 і 3.5 зображення двох зрізів в двох модальностях і відповідно зареєстроване зображення без використання методу компресування. Порівнявши ці зображення можна зробити висновок, що компресія зображень не впливає на якість суміщення.

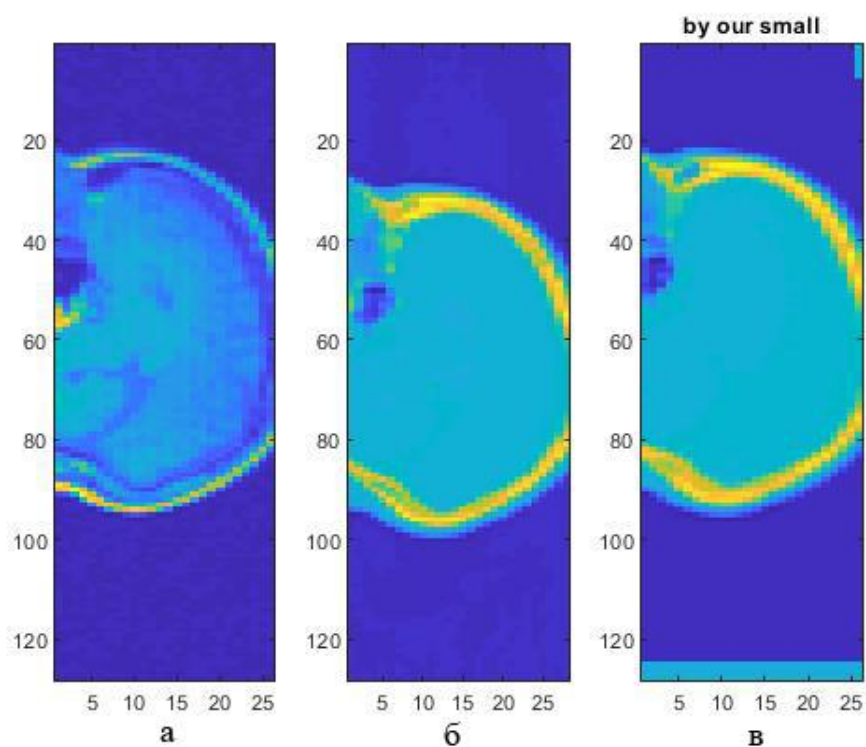


Рисунок 3.3 - Зображення зрізу: а) МРТ; б) КТ; в) зареєстроване зображення перед цим зменшених МРТ і КТ зображень

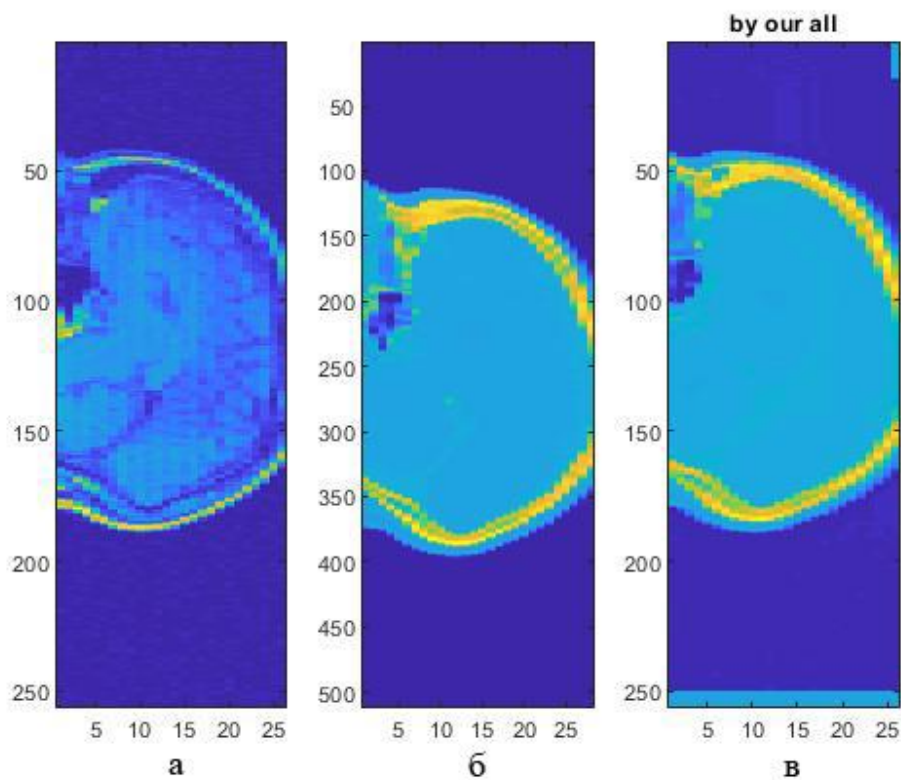


Рисунок 3.4 - Зображення зрізу: а) МРТ; б) КТ; в) зареєстроване зображення не зменшених МРТ і КТ зображень

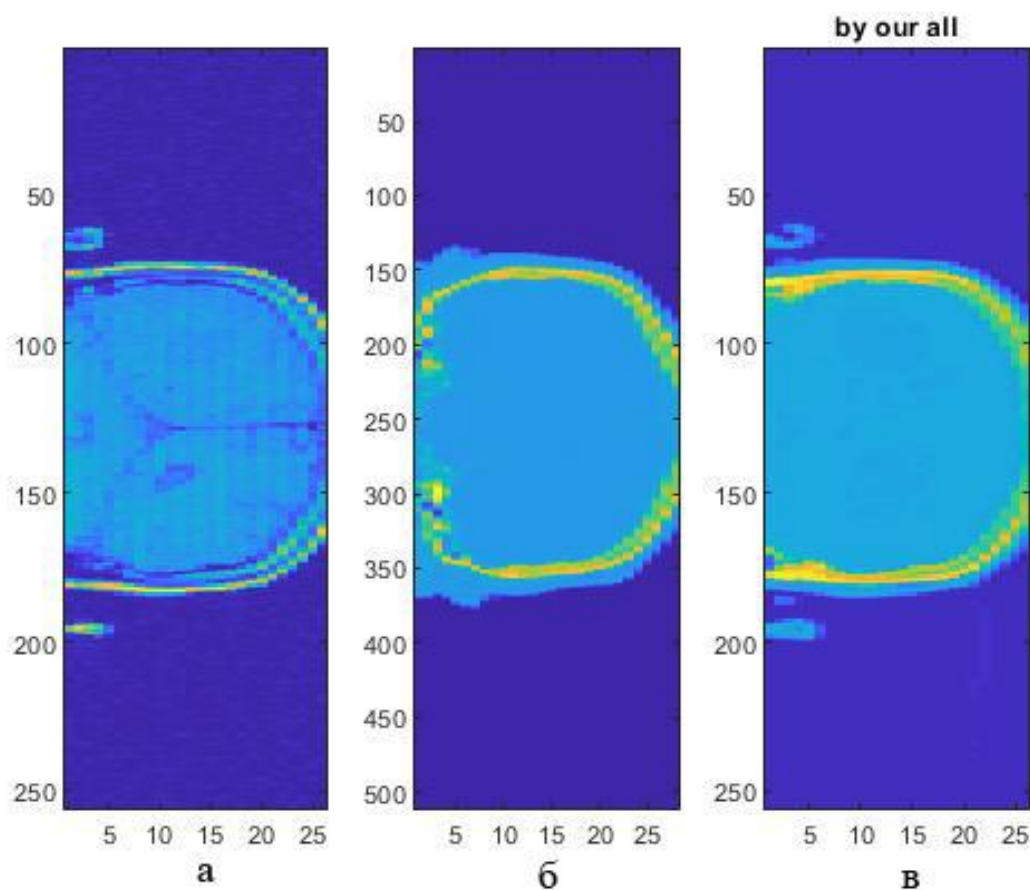


Рисунок 3.5 - Зображення зрізу: а) МРТ; б) КТ; в) зареєстроване зображення не зменшених МРТ і КТ зображень

На рис. 3.6, 3.7 зображені два результати реєстрації, на першому зображено поєднані дві реєстрації з використанням компресування та без (рис.3.6), на другому окремо.

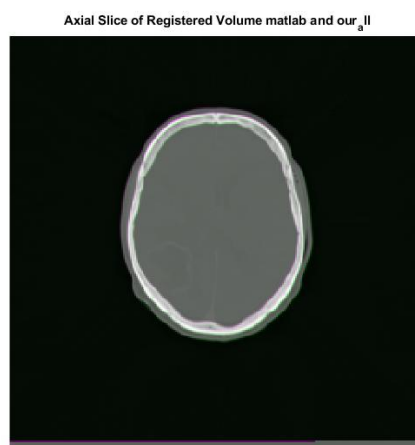


Рисунок 3.6 - Зріз, на якому зображено дві реєстрації з компресуванням та без

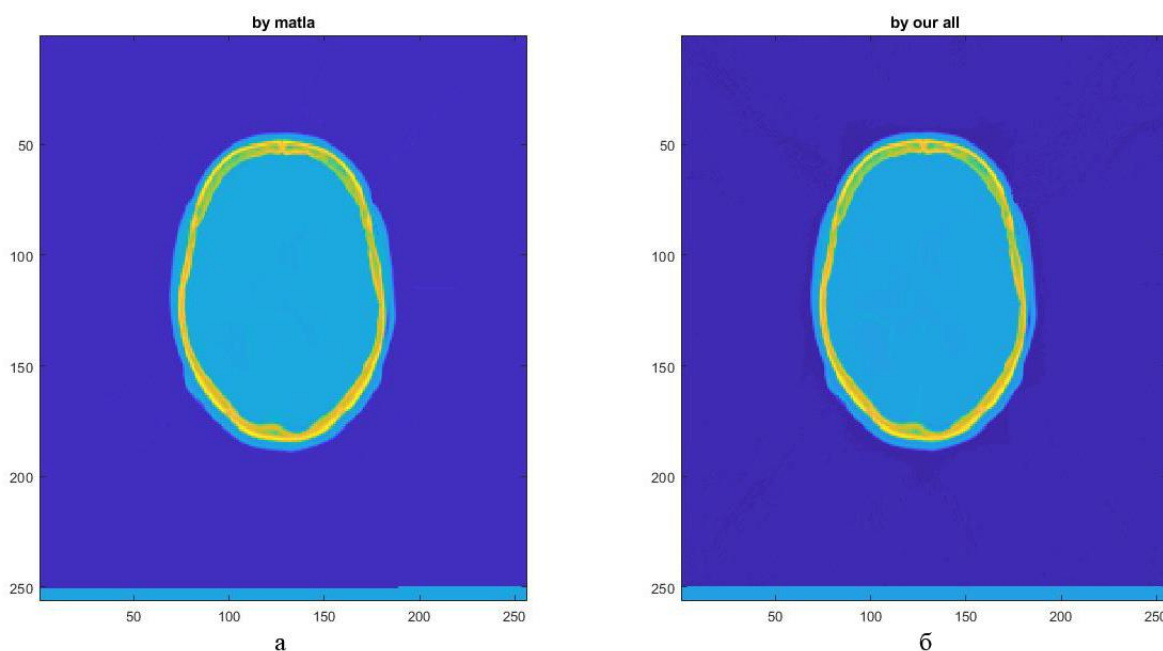


Рисунок 3.7 - Два зрізи з результатами реєстрацій з компресуванням –а; та без - б

3.4 Висновки до 3 розділу

Дослідження суміщення з використанням методики компресування та без, показало, що компресування не впливає на матрицю афінних перетворень та вихідну якість зображення, але значно зменшує час реєстрації, приблизно у 6 разів. Як видно з рис.3.6 та 3.7 дві реєстрації майже не відрізняються, що дозволяє зробити висновок, що за допомогою алгоритму компресії методика суміщення була оптимізована: час суміщення значно скорочений, але якість залишається на потрібному рівні.

4 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ СУМІЩЕННЯ 3D МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

4.1 Дослідження залежності результатів жорсткої реєстрації від InitialRadius

Експериментальне дослідження полягає у зміні параметру реєстрації Matlab - InitialRadius у процесі суміщення жорстким та афінним методами, візуалізації отриманих даних та їх аналізу за допомогою СКВ. На рис. 4.1 зображено залежність СКВ від зміни InitialRadius, значення якого варіювались в межах від 0.0004 до 0.004. Як зазначалося раніше [15] InitialRadius контролює початковий розмір кроку, що використовується в просторі параметрів для точності геометричного перетворення, якщо параметри за умовчанням не підходять задля певного суміщення. Тому це дослідження є важливим для подальшої роботи в системі Matlab.

На рис. 4.1 наведені експериментальні дані зміни СКВ між суміщеними тестовими зображеннями Matlab в залежності від значення параметру InitialRadius, яке варіювалось в межах від 0.0004 до 0.004, при жорсткому методі реєстрації.

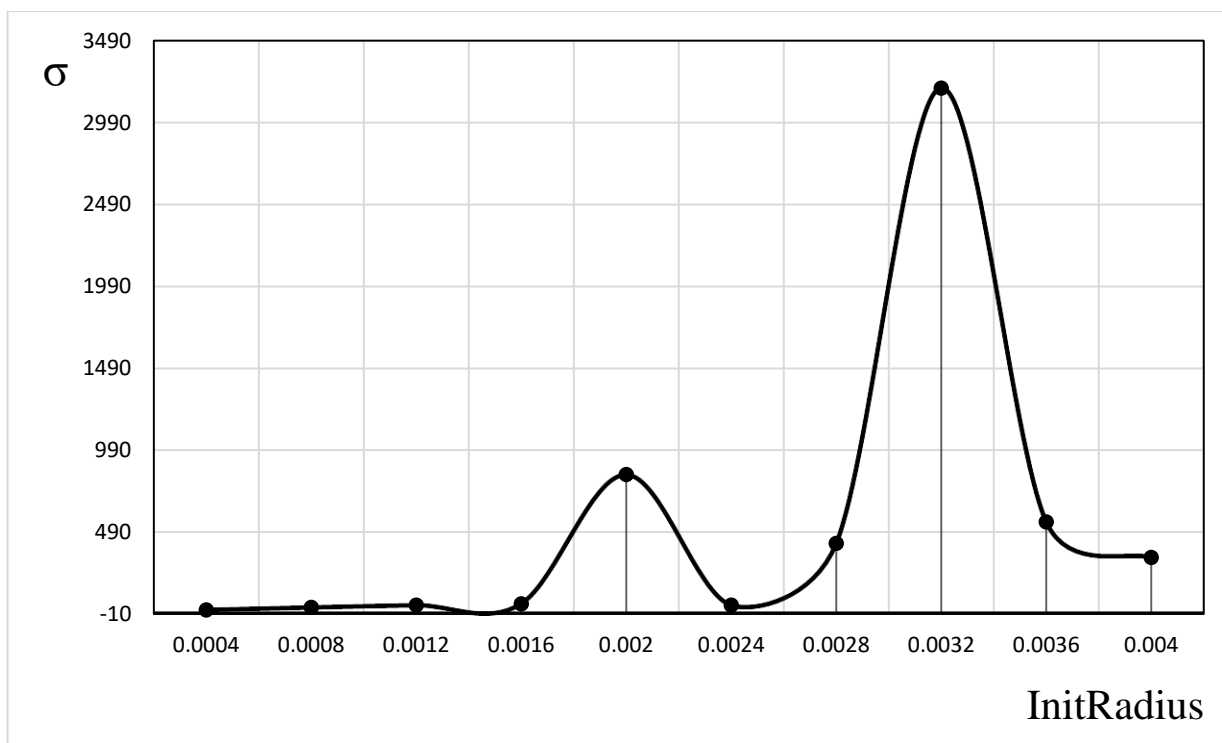


Рисунок 4.1 - Залежність значень СТД від InitRadius

Бачимо, що зі збільшенням радіусу, параметр СКВ збільшується, а після значення 0.0016 змінюється нелінійно і немонотонно. Однак, цей параметр не впливає на значення матриці афінних перетворень, різниця між ними є несуттєвою, що можна побачити порівнявши значення матриць представлених нижче при InitialRadius=0.0008. З іншої сторони (4.1) та (4.2) суттєво відрізняються параметрами зсуву (четвертий рядок), що й призводить до помилок реєстрації.

$$M = \begin{pmatrix} 0.9997 & -0.0125 & 0.0207 & 0 \\ 0.0128 & 0.9998 & -0.0166 & 0 \\ -0.0205 & 0.0168 & 0.9996 & 0 \\ -6.0232 & -19.5064 & -7.8301 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.1)$$

$$M1 = \begin{pmatrix} 0.9994 & -0.011 & 0.034 & 0 \\ 0.0116 & 0.9998 & -0.017 & 0 \\ -0.033 & 0.0173 & 0.999 & 0 \\ -4.797 & -19.27 & -9.977 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.2)$$

де M і $M1$ – матриці афінних перетворень компресованих і не стиснених відповідно, InitialRadius 0.0008.

В таб. 4.2 представлений час жорсткої реєстрації з різним значенням досліджуваного параметру. Він змінюється несуттєво, але зі збільшенням InitialRadius час зменшується.

Таблиця 4.1 – Час жорсткої реєстрації з компресією і без для різних параметрів InitialRadius

InitialRadius	З компресією	Без компресії
0.0004	42,6	158,29
0.0008	39,7	159,59
0.0012	39,28	170,2684
0.0016	37,4	173,3701
0.002	39,7	168,0588
0.0024	38,7	164,6905

Продовження таблиці 4.1

0.0028	38	168,0312
0.0032	36,8	156,3787
0.0036	35,2	154,1096
0.004	37,5	162,3749

На рисунках 4.2, 4.3, 4.4 зображені відповідні зрізи, при реєстрації яких був заданий InitialRadius 0.0008, зареєстровані з використанням методики компресування (рис. 4.2) і без (рис. 4.3). На рис. 4.4 показаний зріз з реєстрацією з компресуванням і без, значних змін не спостерігається.

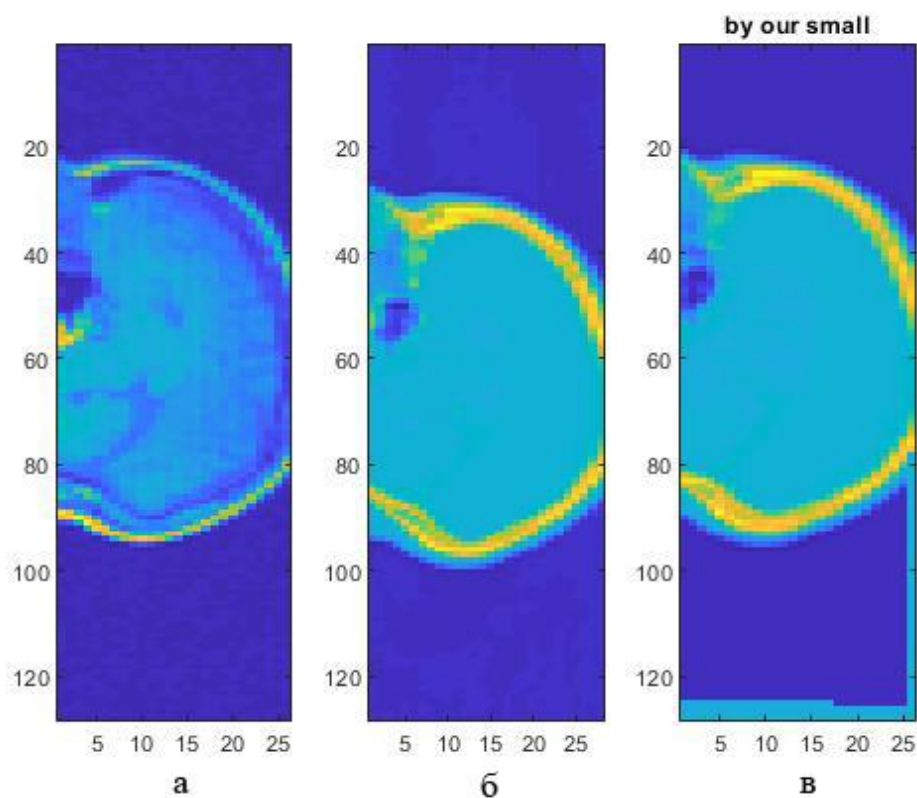


Рисунок 4.2 - Зріз у двох модальностях: МРТ- а і КТ – б та зареєстроване жорстким методом за допомогою методики компресування суміщене зображення

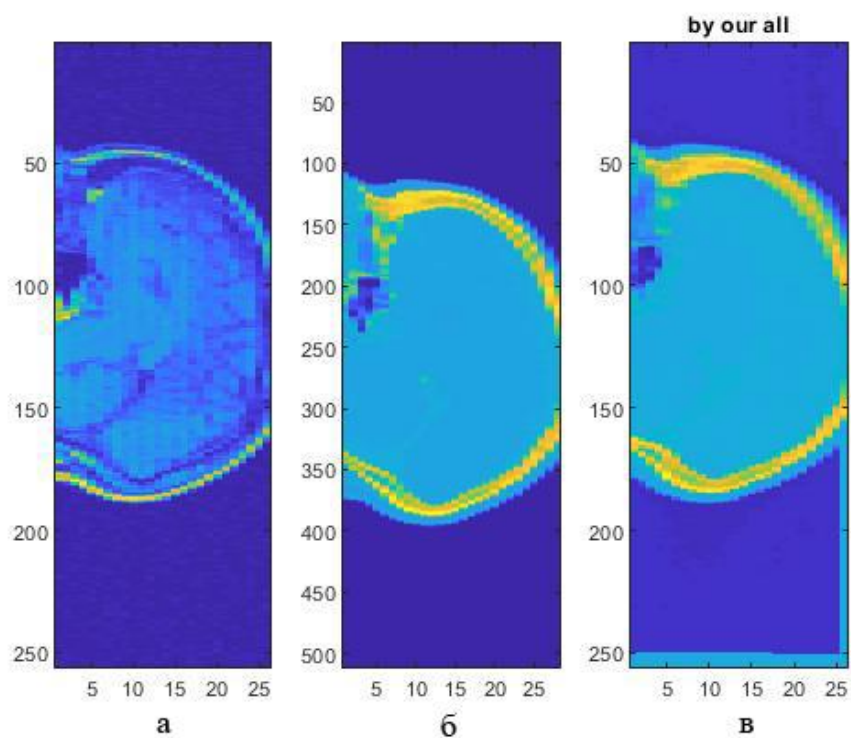


Рисунок 4.3 - Зріз у двох модальностях: МРТ- а і КТ – б, та зареєстроване зображення без компресування - в

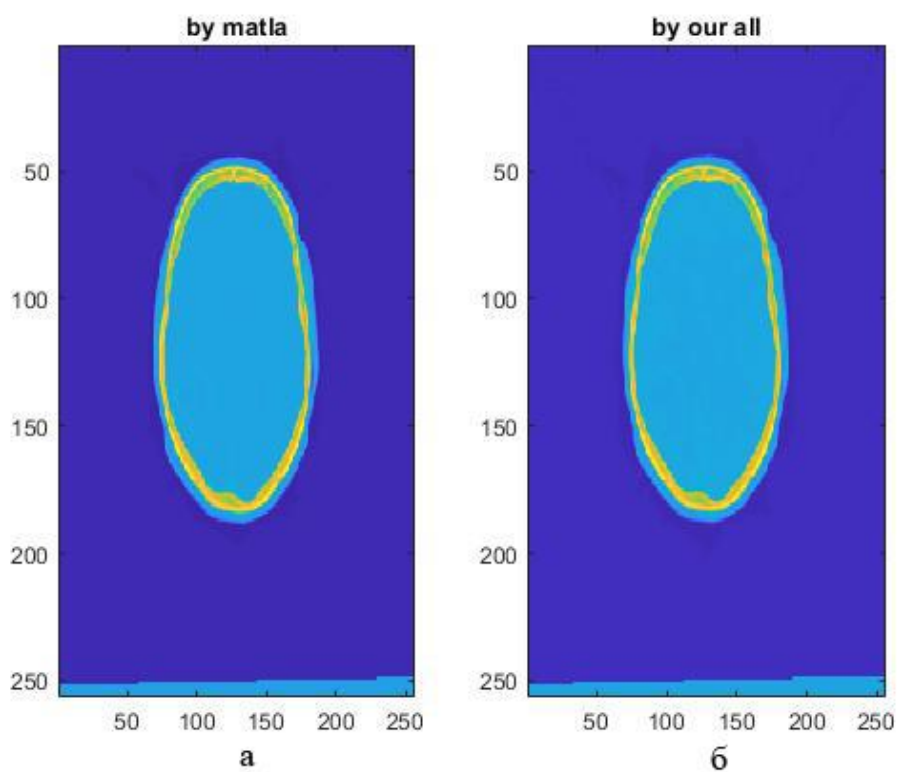


Рисунок 4.4 - Зріз зареєстрованих зображень: без компресування - а; та з компресуванням – б

$$M2 = \begin{pmatrix} 0.9896 & 0.0072 & 0.1434 & 0 \\ -0.0119 & 0.9994 & 0.0313 & 0 \\ -0.143 & -0.0327 & 0.9892 & 0 \\ 5.567 & -20.905 & -35.65 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.3)$$

$$M3 = \begin{pmatrix} 0.9953 & -0.0422 & 0.0877 & 0 \\ 0.0386 & 0.9984 & 0.0420 & 0 \\ -0.0894 & -0.0385 & 0.9953 & 0 \\ -5.9673 & -11.4876 & -27.632 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.4)$$

де $M2$ і $M3$ – матриці афінних перетворень, InitialRadius 0.0016.

Якщо збільшувати цей параметр нерівність фону теж буде збільшуватися (рис. 4.5) і відбувається спотворення реєстрації.

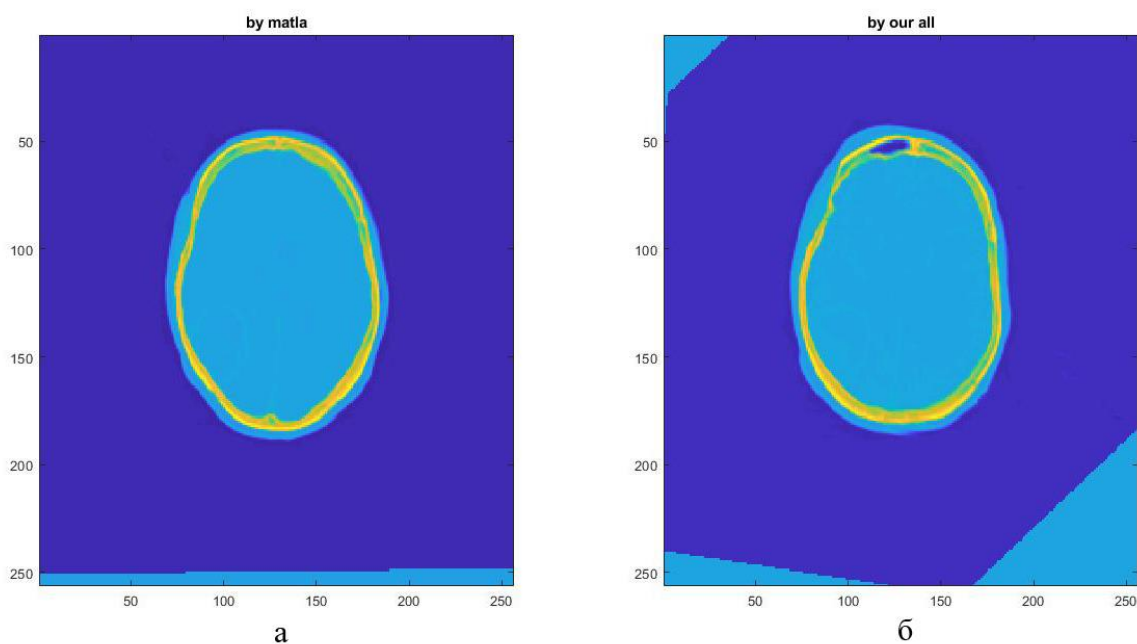


Рисунок 4.5 - Зріз зареєстрованих зображень: без компресування - а; та з компресуванням – б. Параметр InitRadius 0.004

4.2 Дослідження залежності результатів афінної реєстрації від InitialRadius

Те ж саме дослідження було проведено і для афінної реєстрації. Результати представлені на рис.4.6. Зі збільшенням InitRadius параметр СКВ збільшується і після першого ж значення радіусу 0.0004 змінюється нелінійно і немонотонно. Тобто афінні методи реєстрації суттєво залежать, мають високу чутливість, до вибору значення InitialRadius.

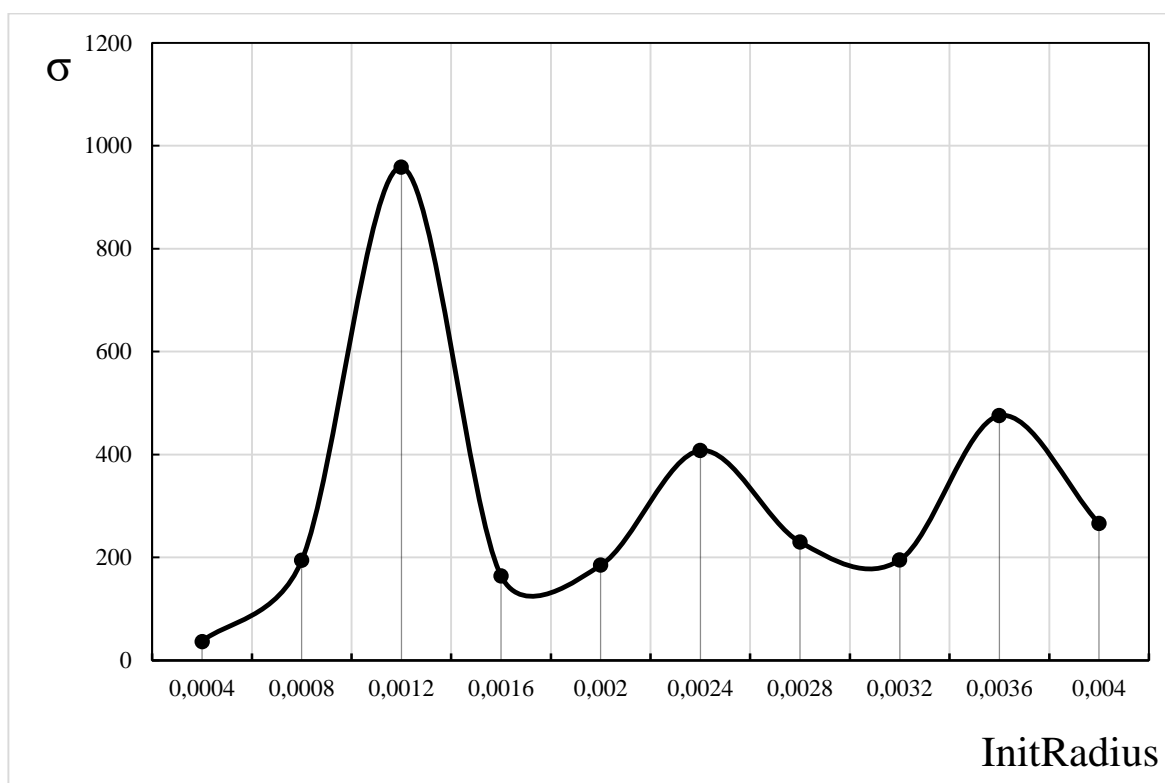


Рисунок 4.2 - Залежність значень СТД від InitRadius.

Матриці афінних перетворень відповідно з (M4, M6) та без (M5,M7) компресування. Різниця між матрицями отриманих з різними значеннями InitialRadius є несуттєвою.

M4 (4.5) і M5 (4.6) – матриці афінних перетворень афінного суміщення, InitialRadius 0.0004.

$$M4 = \begin{pmatrix} 0.9959 & -0.0142 & -0.0081 & 0 \\ 0.0107 & 1.0051 & -0.0123 & 0 \\ 0.0095 & 0.0414 & 1.0265 & 0 \\ -6.3240 & -21.3778 & -5.7629 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.5)$$

$$M5 = \begin{pmatrix} 0.9959 & -0.0149 & -0.0083 & 0 \\ 0.0113 & 1.0001 & -0.0266 & 0 \\ 0.0053 & 0.0413 & 1.003 & 0 \\ -5.8157 & -19.9280 & -1.8467 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.6)$$

$$M6 = \begin{pmatrix} 0.999 & -0.0578 & 0.0424 & 0 \\ 0.0375 & 1.0104 & 0.0999 & 0 \\ -0.0305 & -0.0541 & 1.0518 & 0 \\ -9.5735 & -11.456 & -34.9 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.7)$$

$$M7 = \begin{pmatrix} 0.998 & -0.0444 & -0.0057 & 0 \\ 0.035 & 0.9878 & -0.1580 & 0 \\ 0.0003 & 0.1372 & 1.0747 & 0 \\ -9.952 & -17.15 & 12.572 & 1 \end{pmatrix}, \quad (4.8)$$

де $M6$ і $M7$ – матриці афінних перетворень афінного суміщення, InitialRadius 0.0024.

В таб. 4.2 представлений час реєстрації для афінного суміщення. Тенденція зміни часу є немонотонною.

Таблиця 4.2 – Час жорсткої реєстрації з компресією і без для різних параметрів InitialRadius

InitRadius	З компресією	Без компресії
0.0004	40,8	164,1882
0.0008	39,7	163,3551
0.0012	39,5	154,5
0.0016	39,8	187,4442
0.002	47,3	164,369
0.0024	39,4	172,4821

Продовження таблиці 4.2

0.0028	39	173,76
0.0032	37,9	176
0.0036	36,7	153,5456
0.004	34,1	176,0292

Дані, які наведені в табл. 4.1 та 4.2, свідчать, що не зважаючи на точність суміщення, машинний час для жорсткої та афінної реєстрації приблизно однаковий; вийгриш у часі при збільшенні значення InitialRadius є несуттєвим (порядку 15%, при суттєвому збільшенні похибки). Таким чином, для реєстрації медичних зображень не має сенсу збільшувати InitialRadius з 0.0004.

На рис. 4.6, 4.7 зображені відповідно зображення різних модальностей (а – МРТ, б - КТ) та зареєстроване за допомогою афінної реєстрації зображення з використанням компресії та без (4.6, 4.7 - в) для InitialRadius = 0.0004.

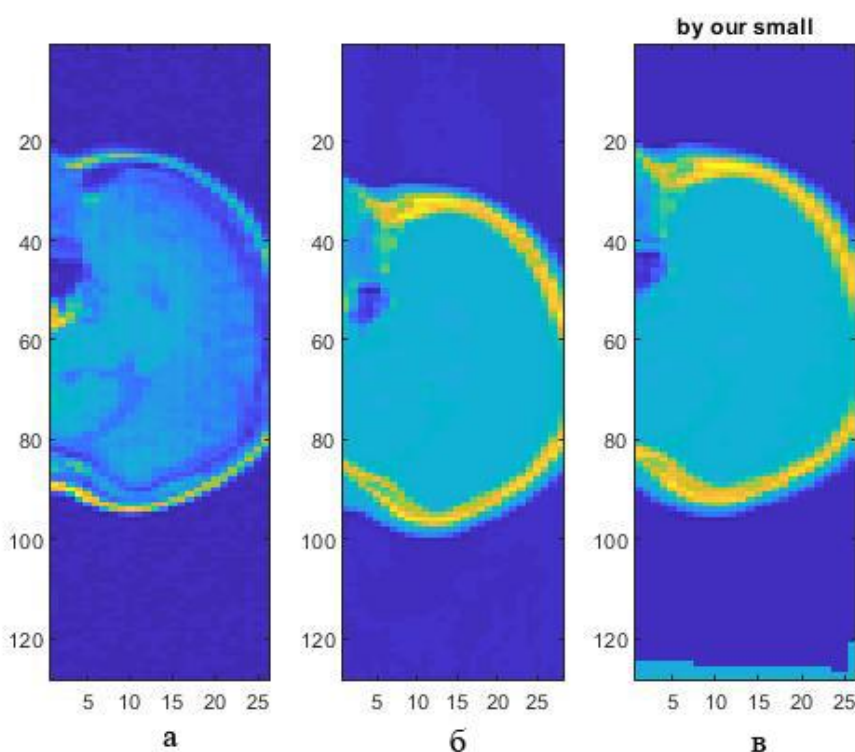


Рисунок 4.7 - Зріз у двох модальностях: МРТ- а і КТ – б, та зареєстроване за допомогою методики компресування суміщене зображення – в

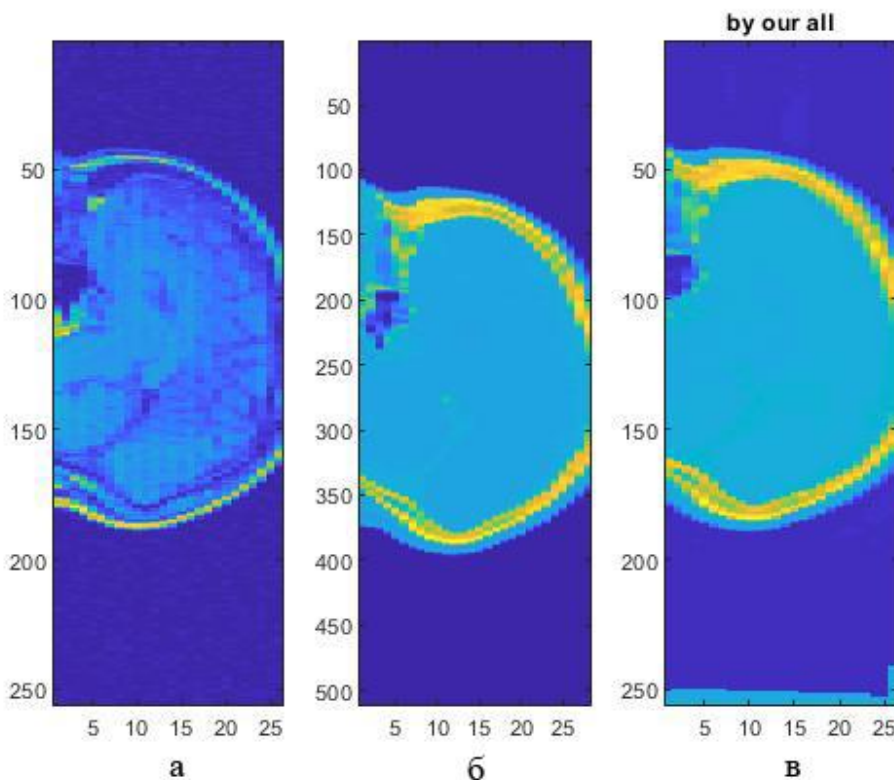


Рисунок 4.8 - Зріз у двох модальностях: МРТ- а і КТ – б, та зареєстроване зображення – в

4.3 Висновки до 4 розділу

Порівнюючи графіки для жорсткого і афінного методу можна зробити висновок, що жорсткий метод є кращим, оскільки має менші значення СКВ та змінюється монотонно до деякого значення, потім починає варіювати немонотонно і нелінійно, а з афінним з першого ж значення змінюється немонотонно і нелінійно, він має високу чутливість до зміни InitialRadius. Зі збільшенням InitialRadius нерівність фону збільшується і спотворюються реєстрації, з чого стає зрозумілим, що чим менший InitialRadius, тим краще виконується реєстрація. Час реєстрації жорстким методом зменшується зі збільшенням відповідного параметру, виграш у часі є несуттєвим, з афінним методом змінюється немонотонно, але в обидвох випадках машинний час реєстрацій приблизно однаковий.

ВИСНОВКИ

У даній роботі проводилось дослідження впливу зменшення медичного 2D і 3D зображень (КТ або МРТ) на якість суміщених вихідних зображень. Результати досліджень показали, що одним з критеріїв, який характеризує оптимальну компресію вихідних даних, є ентропія за Шеноном. Застосування цього показника дозволяє зменшити вихідні зображення високої роздільної здатності (КТ-зрізи) без суттєвих втрат до 7 разів.

Розроблений алгоритм методики оптимізації компресії 3D зображень було впроваджено у алгоритм суміщення. Результати роботи алгоритму з медичними зображеннями у системі Matlab показали пришвидшення реєстрації, в порівнянні з реєстрацією без зменшення, майже у 4 рази, матриці афінних перетворень суттєво не відрізняються і якість не спотворюється. Крім того були проведені дослідження впливу параметру `InitialRadius` у стандартних функціях реєстрації зображень Matlab. Зі збільшенням цього параметру вище деякого критичного значення реєстрація спотворюється, найбільш чутливу залежність має афінна реєстрація.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Hill D. L. G. et al. Medical image registration //Physics in medicine & biology. – 2001. – Т. 46. – №. 3. – С. R1. – Режим доступу до ресурсу: <http://sbisc.sharif.edu/~miap/Files/Medical%20Image%20Registration.pdf>
2. Hongliang Yu. Automatic rigid and deformable medical image registration. Yu. Hongliang. – A Dissertation Submitted to the Faculty of the Worcester Polytechnic Institute, in partial fulfillment of the requirements for the Degrees of Doctor of Philosophy in Mechanical Engineering, May 2005. – 105 p. – Режим доступу до ресурсу: <https://digitalcommons.wpi.edu/etd-dissertations/281/>
3. The Eclectic History of Medical Imaging. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.itnonline.com/article/eclectic-history-medical-imaging>
4. McKetty M. H. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation //Radiographics. – 1998. – Т. 18. – №. 1. – С. 151-163.– Режим доступу до ресурсу: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9460114/>
5. Зображення технології КТ. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.fda.gov/cdrh/ct/what.html>
6. Зображення ФМРТ. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.jameco.com/Jameco/workshop/HowItWorks/what-is-an-fmri-scan-and-how-does-it-work.html>
7. Linear Transformations. – Режим доступу до ресурсу: <http://linear.ups.edu/html/section-LT.html>
8. House D., Keyser J. C. Foundations of Physically Based Modeling and Animation. – CRC Press, 2016. – 382 p. – ISBN 9781482234602. – Режим доступу до ресурсу: <https://people.cs.clemson.edu/~dhouse/courses/401/notes/affines-matrices.pdf>
9. Ілюстрація ручної реєстрації. – Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/figure/The-GUI-designed-for-manual-MRI-SPECT-registration_fig1_221055089

10. MEDICAL IMAGE COMPUTING (CAP 5937). LECTURE 15: Medical Image Registration I (Introduction). – Режим доступа до ресурсу: <http://www.cs.ucf.edu/~bagci/teaching/mic16/lec15.pdf>
11. Entropy. Information theory. – Режим доступа до ресурсу: <https://en.wikipedia.org/wiki/Entropy>
12. Standard deviation. – Режим доступа до ресурсу: https://en.wikipedia.org/wiki/Standard_deviation
13. Standard deviation. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/std.html>
14. Correlation Coefficient. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.investopedia.com/terms/c/correlationcoefficient.asp>
15. Correlation coefficients. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mathworks.com/help/matlab/ref/corrcoef.html>
16. Register Multimodal MRI Images. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.mathworks.com/help/images/registering-multimodal-mri-images.html>
17. Protocols for accesssing information. – Режим доступа до ресурсу: https://www.insight-journal.org/rire/data_format.php
18. Runge V. M., Nitz W. R., Heverhagen J. The Physics of Clinical MR Taught Trough Images. – Thieme, 2018. – 264 p. – ISBN 9781588904034. – Режим доступа до ресурсу: http://clinical-mri.com/wp-content/uploads/textbooks/physics_of_cmri_3rd_edition/Physics13_15.pdf